Fundamentos de Física Médica

Volumen 3

Radioterapia externa I.
Bases físicas, equipos,
determinación de la dosis absorbida
y programa de garantía de calidad

Editor de la colección:
Antonio Brosed Serreta

Editor del volumen:
María Cruz Lizuain Arroyo

sefm

un i A Universidad Internacional de Andalucía

Fundamentos de Física Médica

Volumen 3

Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad

Editor de la colección:
Antonio Brosed Serreta

Editor del volumen:
María Cruz Lizuain Arroyo

sefm

Universidad Internacional de Andalucía

© Sociedad Española de Física Médica
E-mail: secretaria@sefm.es
Página web: www.sefm.es

Edición:

ADI SERVICIOS EDITORIALES
htpp://www.auladoc.com

Depósito legal: M-24858-2012
ISBN: 978-84-938016-7-0

Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación podrá ser reproducida, almacenada o trasmitida en cualquier forma ni por cualquier procedimiento electrónico, mecánico, de fotocopia, de registro o de otro tipo, sin el permiso de los editores.

ANTONIO BROSED SERRETA

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad de Zaragoza en 1959 y, tras dos años trabajando en la cátedra del Profesor Don Justiniano Casas, ingresó en la Junta de Energía Nuclear (JEN) en 1962.En Enero de 1966, fue enviado al "Laboratorio de dosimetría de radiaciones ionizantes" de la Oficina Internacional de Pesas y Medidas (BIPM) en Sévrès (Francia). Bajo la dirección del Profesor André Allisy trabajó y aprendió la metrología correspondiente a la dosimetría con haces externos.

Desde 1968 hasta su jubilación en 2007 sus actividades se han desarrollado en dos vertientes: la primera corresponde a la investigación y desarrollo en metrología de radiaciones ionizantes (RI), que comprendió el establecimiento de patrones nacionales y laboratorios de calibración en el seno de la entonces JEN y en el Laboratorio de Metrología de RI (LMRI) de la actual CIEMAT, y la segunda corresponde a labores docentes relacionadas con la metrología de RI, dosimetría física en radioterapia y radioprotección y desarrolladas en diferentes ámbitos.

Coautor y autor de artículos en revistas nacionales y extranjeras, de capítulos de libros y de numerosas comunicaciones a Congresos, fue nombrado en 1969 miembro a título personal del Comité Consultivo de Radiaciones Ionizantes (CCRI, Section I) del BIPM, labor que desarrolló hasta su jubilación. Ha sido presidente del Comité de Dosimetría en Radioterapia (CDR) de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), desde su origen en 1979 hasta su desaparición en 1997 y presidente de la Comisión Científica de la SEFM desde su creación en 2000 hasta 2007.

Ha recibido distinciones de la SEPR (2000), de la SEFM (2001) y del BIPM (2009).

MARÍA CRUZ LIZUAIN ARROYO

Licenciada en Ciencias Físicas por la Universidad Complutense (Madrid) en 1969, especialista en Radiofísica Hospitalaria en 1999. Desde 1972 hasta su jubilación en 2011, se ha dedicado a la Física Médica, primero en el área de Neurofisiología y a partir de 1974 en la de Medicina Nuclear, Radioterapia y Protección Radiológica, siendo la jefe del departamento de Física Médica del Hospital Universitario de Bellvitge y posteriormente del Institut Català d'Oncologia.

Desde 1996 está registrada en la base de datos de expertos (Expert Roster) del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA), en las especialidades de Física Médica y Radioprotección y como tal ha participado y participa en distintos proyectos, cursos y auditorías de IAEA, así como en la formación de físicos médicos de distintos países de Latino América.

Ha sido profesora y directora de cursos de la especialidad organizados por diferentes sociedades científicas. Tiene más de 40 publicaciones y alrededor de 100 comunicaciones en congresos de la especialidad.

Ha sido presidente de la Sociedad Española de Física Médica en el periodo 1984-1987, y miembro de distintas sociedades científicas españolas e internacionales.

Actualmente es coordinadora del grupo de Radioterapia Guiada por la Imagen de la SEFM y del módulo 3º del curso Fundamentos de Física Médica organizado por la SEFM y la UNIA.

Presentación

Los contenidos del presente volumen y de toda la colección, surgen a partir de los textos del curso "FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA", organizado por la SEFM (Sociedad Española de Física Médica) y la UNIA (Universidad Internacional de Andalucía).

Desde el año 2004, en los meses de enero y febrero y celebrado en el magnífico recinto de la sede Antonio Machado de la UNIA, en Baeza (Jaén), el curso ha pretendido ofrecer una formación básica que cubre en gran medida los conocimientos teóricos que figuran en el programa de la especialidad de Radiofísica Hospitalaria (RFH), así como introducir a otros titulados superiores en el campo de la Física Médica.

En consecuencia, estos textos van dirigidos a especialistas en formación en la especialidad de RFH, (fundamentalmente los residentes de primero y segundo año de la especialidad), así como a titulados superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

Los objetivos del curso tal como fue concebido son:

- Cubrir gran parte del *programa teórico de formación* de la especialidad de RFH.
- *Uniformizar* los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.
- *Armonizar* el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.

Por medio de esta colección, se pretende además, difundir el contenido de nuestros cursos entre todos los profesionales de la Física Médica de habla hispana que deseen acercarse a nuestros textos y tener a su disposición un libro de consulta en español.

El curso se estructura en 9 módulos, de duración entre 10 y 20 horas cada uno, que son eminentemente teóricos a fin de introducir a los especialistas en formación en las diversas áreas de la especialidad. A lo largo de estos años se ha desarrollado por medio de clases magistrales combinadas con seminarios, discusiones y trabajos en grupo. A partir de dichos módulos docentes han surgido los diez volúmenes que componen esta serie, revisados y ampliados con la participación de los autores y del editor de la colección, Antonio Brosed Serreta.

Mi agradecimiento sincero a todos los profesores participantes a lo largo de estos años, así como a los autores de los textos por su dedicación y esfuerzo desinteresado.

Finalmente, quiero agradecer a la Junta Directiva de la SEFM el apoyo incondicional recibido a lo largo de todas las ediciones del curso y el haber hecho realidad ahora, la publicación de sus contenidos. Mi agradecimiento especial, a Alejandro García Romero cuyo entusiasmo y dedicación han sido claves para llevar a buen término la publicación de estos libros.

Teresa Eudaldo Puell
Directora del curso

Autores

Araceli Hernández Vitoria

Se licenció en Ciencias Físicas en la Facultad de Ciencias de la Universidad de Zaragoza en 1973, doctorándose en la misma Facultad en 1981. Tras unas estancias en el Centro Jean Perrin de la Facultad de Medicina y Farmacia de Clermont-Férrand, en 1975 empezó su labor asistencial en el Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza, donde ha sido Jefe de Servicio de Protección contra Radiaciones Ionizantes. También ese mismo año comenzó su labor docente como profesora de clases prácticas en la Facultad de Medicina de la misma ciudad.

Es especialista en Protección Radiológica para Instalaciones Médicas por la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid desde 1989 y especialista en Radiofísica Hospitalaria desde 1999.

Actualmente sigue desarrollando su labor asistencial en el Servicio de Física y Protección Radiológica del mismo hospital y, desde 1985 es Profesora Titular del Área de Radiología y Medicina Física en la citada Facultad.

Durante cuatro años ha sido tutora de residentes de la especialidad médica "Radiofísica Hospitalaria" y desde el año 2005 ha dirigido numerosos trabajos de residentes en dicha especialidad para la obtención del Diploma de Estudios Avanzados en el campo de las aplicaciones de física médica en Radioterapia. Desde 1976 ha publicado numerosos trabajos y presentado ponencias y comunicaciones en la mencionada área.

María Cruz Lizuain Arroyo

Cristina Picón Olmos

Licenciada en Ciencias Físicas por la Universitat Autònoma de Barcelona (junio 1990). Especialista en Radiofísica Hospitalaria (mayo 1999). Actualmente jefe del Servicio de Física Médica y Protección Radiológica (SFMPR) del Institut Català d'Oncologia – L'Hospitalet. Desde el año 2002, coordinadora del sistema de gestión de calidad según la norma ISO:9001 del SFMPR y desde 2009 pertenece a la comisión de calidad corporativa del ICO. Profesora en el curso Fundamentos de Física Médica organizado por la SEFM, desde el año 2003 y en diversos cursos dedicados a la formación de radiofísicos, oncólogos radioterápicos y técnicos superiores en radioterapia. Participa de forma activa en diferentes ensayos clínicos en el ámbito de la oncología radioterápica y tiene publicaciones en el área de la dosimetría física.

Índice

Tema 1.
Equipos de radioterapia 23

1. Introducción 25

2. Listado de siglas usadas en el texto y significado 26

3. Equipos de RX de kilovoltaje 28

4. Unidad de cobalto-60 30

5. Acelerador lineal de electrones (ALE) 33

5.1. Sistema de generación de radiofrecuencias (RF) 36

5.2. Conducción de microondas a la estructura aceleradora . . . 39

5.3. Sistema de inyección y sistema de aceleración de los electrones 39

5.4. Variación de energía en los aceleradores 45

5.5. Control automático de la frecuencia 46

5.6. Sistema de desviación del haz de electrones 46

5.7. Producción de un haz extenso de RX 49

5.8. Producción de un haz extenso de electrones 55

5.9. Sistema de control de la dosis absorbida 59

5.10. Sistema auxiliar 60

5.11. Enclavamientos 61

5.12. Mesa de tratamiento 61

6. Equipos de localización y simulación 62

6.1. Simulador convencional 62

6.2. Simulador virtual 63

6.3. Equipos complementarios. Dispositivos de inmovilización 64

7. Equipos de formación de imagen 65

7.1. Dispositivos electrónicos de formación de imagen portal (EPID) 67

7.2. Otros sistemas. Radioterapia guiada por la imagen 69

8. Técnicas especiales 78

8.1. Irradiación corporal total e irradiación superficial total 78

8.2. Radioterapia intraoperatoria 78

8.3. Radioterapia estereotáxica 79

8.4. Radioterapia con intensidad modulada 82

9. Hadronterapia 84

9.1. Terapia con protones e iones 85

9.2. Ciclotrón 89

9.3. Sincrotrón y sincrociclotrón 90

10. Sistemas de registro y verificación 92

11. Equipos complementarios 93

12. Referencias 94

Tema 2.
Dosimetría física. Caracterización de los haces de fotones y electrones 103

1. Introducción 105

2. Listado de términos, símbolos y siglas utilizados en el texto 106

2.1. Definiciones de términos 106

2.2. Significado de símbolos y siglas 107

3. Parámetros y funciones que caracterizan un haz de radiación de fotones 107

3.1. Variación de la dosis absorbida con la distancia a la fuente. Ley del inverso del cuadrado de la distancia 107

3.2. Funciones que expresan el grado de penetrabilidad del haz de radiación en un medio homogéneo 109

3.3. Variación de la dosis absorbida con la distancia al eje del haz. Perfiles 113

4. Funciones que caracterizan un haz de electrones 115

4.1. Fuente efectiva y fuente virtual 115

4.2. Distribuciones de dosis absorbida en el eje del haz (PDP, PDD) 117

4.3. Distribuciones de dosis absorbida en planos perpendiculares al eje del haz. Perfiles 122

5. Referencias 123

6. Bibliografía 123

Tema 3. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia 125

1. Introducción 127

2. Listado y significado de términos, símbolos y siglas utilizados en el texto 128

3. Protocolos basados en calibraciones en kerma en aire 130

3.1. Condiciones de referencia 130

3.2. Determinación del coeficiente de calibración de la cámara $N_{D,\,air}$ 132
3.3. Dosis absorbida en agua 134

4. Protocolos basados en calibraciones en dosis absorbida en agua 135

4.1. Ventajas de estos protocolos. 136
4.2. Determinación del coeficiente de calibración de la cámara $N_{D,w,Q}$. 136
4.3. Formalismo para la determinación de la dosis absorbida en agua 137
4.4. Factores de corrección por la calidad del haz 137

5. Razones de poderes de frenado agua-aire $s_{w,air}$ 139

5.1. Razones de poderes de frenado para haces de electrones 139
5.2. Razones de poderes de frenado para haces de fotones. . . . 140

6. Factores de perturbación 141

6.1. Perturbación producida por la cavidad, factor p_{cav}. 141
6.2. Perturbación producida por la pared de la cámara, factor p_{wall} 143
6.3. Perturbación producida por el electrodo central, factor p_{cel} 144
6.4. Perturbación producida por el desplazamiento del medio, factor p_{dis}. Punto efectivo 145

7. Referencias 147

8. Bibliografía 149

Tema 4. Procedimiento para la calibración de un haz de radiación 151

1. Introducción 153

2. Listado y significado de términos, símbolos y siglas utilizados en el texto 154

3. Sistemas de dosimetría basados en la cámara de ionización 157

3.1. Cámara de ionización 157

3.2. Electrómetros 168

3.3. Maniquíes 168

4. Fotones de alta energía 169

4.1. Equipamiento recomendado 169

4.2. Índice de calidad 170

4.3. Condiciones de referencia 172

4.4. Determinación de la dosis absorbida en agua 173

4.5. Valores de k_{Q,Q_0} 174

4.6. Incertidumbre estimada 175

4.7. Medidas en condiciones distintas a las de referencia 176

5. Electrones de alta energía 182

5.1. Equipamiento recomendado 182

5.2. Índice de calidad 183

5.3. Condiciones de referencia 185

5.4. Determinación de la dosis absorbida en agua 186

5.5. Valores de k_{Q,Q_0} 187

5.6. Calibración interna 187

5.7. Incertidumbre estimada 189

5.8. Medidas en condiciones diferentes a las de referencia. 190

5.9. Medidas en plástico 195

6. Rayos X de energias baja y media 197

6.1. Rayos X de baja energía 197

6.2. Rayos X de energía media. 200

7. Dosimetría de haces de rayos X de energías media y baja basada en medidas de kerma en aire 204

7.1. Rayos X de energía media. 204

7.2. Rayos X de energía baja 206

7.3. Rayos X de muy baja energía. 208

8. Dosimetría de haces de protones utilizados en clínica 209

8.1. Parámetros de un haz de protones 211

8.2. Dosimetría de los haces de protones 213

8.3. Equipamiento recomendado 213

8.4. Índice de calidad del haz de protones 214

8.5. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia 215

8.6. Valores de k_{Q,Q_0} 216

8.7. Medidas en condiciones diferentes a las de referencia. 216

8.8. Medidas en plásticos 217

8.9. Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida. 217

9. Dosimetría de iones pesados 218

9.1. Equipamiento recomendado en la dosimetría de haces de iones 220

9.2. Calidad del haz. 220

9.3. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia 221

9.4. Valores de k_{Q,Q_0} 221

9.5. Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida. 222

10. Referencias 222

11. Bibliografía 225

Tema 5.
Control de calidad de equipos de medida de radioterapia externa 229

1. Introducción 231

2. Conceptos básicos de dosimetría 232

2.1. Dosis absorbida de referencia y dosimetría relativa 232

2.2. La trazabilidad de la calibración 233

2.3. Características generales de los dosímetros 234

3. Control de calidad de los instrumentos de medida 236

3.1. Cámaras de ionización 236

3.2. Electrómetros 237

3.3. Semiconductores 238

3.4. Dosímetros de termoluminiscencia 239

3.5. Películas y digitalizadores 240

3.6. Dispositivos de múltiples detectores para control de calidad 240

3.7. Equipos auxiliares 241

4. Maniquíes 241

4.1. Maniquíes de agua y equipamiento asociado 241

4.2. Maniquíes sólidos 244

5. Bibliografía 246

Tema 6.
Programa de control de calidad de unidades de irradiación externa 247

1. Introducción 249

2. Control de calidad de los aceleradores lineales 250

2.1. Seguridades y condiciones de funcionamiento 250

2.2. Energía del haz de radiación 251
2.3. Sistema monitor del acelerador 254
2.4. Campo de irradiación 259
2.5. Distribuciones espaciales de dosis absorbida 262
2.6. Arcoterapia. 264
2.7. Características mecánicas y geométricas de la unidad 265
2.8. Colimador multilámina (*MLC*) 273
2.9. Colimador multilámina dinámico (*dMLC*) 275

3. Control de calidad de los equipos electrónicos de imagen portal (EPID) 277
3.1. Pruebas de seguridad 278
3.2. Pruebas mecánicas. 278
3.3. Pruebas de calidad de la imagen. 278
3.4. Pruebas de software 278

4. Control de calidad de la tomografía de haz cónico 279
4.1. Pruebas mecánicas. 279
4.2. Pruebas de calidad de imagen 280
4.3. Pruebas de software 280

5. Influencia de los elementos básicos del acelerador en los parámetros dosimétricos 281
5.1. Cañón de electrones 281
5.2. Generador de radiofrecuencia (*RF*) 281
5.3. Control del haz. 281
5.4. Sistema de desviación del haz 281
5.5. Cámaras de ionización monitoras 282

6. Técnicas especiales 283
6.1. Radiocirugía estereotáxica 283
6.2. Irradiación corporal total (*TBI*) 284
6.3. Irradiación superficial total con electrones (*TSEI*) 284
6.4. Intensidad modulada 285

7. Control de calidad de las unidades de ^{60}Co 286
7.1. Seguridades de una unidad de ^{60}Co 286
7.2. Sistema monitor 286
8. Control de calidad del simulador 289
9. Control de calidad de un tomógrafo computarizado (TC) 290
9.1. Uniformidad de los números CT (N_{CT}) en un medio uniforme 290
9.2. Exactitud de las escalas 290
9.3. Registro derecha-izquierda 290
9.4. Alineación de indicadores luminosos externos e internos 291
9.5. Desplazamientos de la mesa. Registro de la posición 291
9.6. Horizontalidad de la mesa 291
9.7. Ángulo del brazo y de la mesa 291
9.8. Conversión de los números CT a densidades electrónicas 291
10. Bibliografía 293

Tema 7.
Garantía de calidad en radioterapia 297

1. Introducción 299
1.1. Necesidad de garantizar la calidad en radioterapia 300
1.2. Programa de Garantía de Calidad 301
2. Requisitos mínimos en radioterapia 302
2.1. Personal 302
2.2. Equipamiento 302
3. Responsabilidades 303
3.1. Titular del centro sanitario 303
3.2. Radiofísico 303
3.3. Oncólogo radioterápico 304

4. Aspectos clínicos del programa de garantía de calidad 305

5. Aspectos físicos del programa de garantía de calidad 305

5.1. Programa de control de calidad 306

5.2. Control de calidad de la planificación del tratamiento 308

5.3. Uso de la dosimetría "*in vivo*" en el control de calidad del tratamiento 308

6. Programa de mantenimiento 309

7. Control de documentos y registros 309

8. Investigación de exposiciones accidentales 310

9. Auditorías de calidad 310

10. Bibliografía 310

Tema 1:
Equipos de radioterapia

Araceli Hernández Vitoria

Equipos de radioterapia

Araceli Hernández Vitoria
Universidad de Zaragoza
Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa"
araherna@unizar.es

1. Introducción

El material que aquí se presenta corresponde al primer tema de este volumen y proporciona el punto de partida para otros temas posteriores del mismo.

Como introducción, recordemos que un tratamiento radioterápico consta de diferentes etapas. Una de ellas es la localización de los volúmenes a tratar, en los que se prescribe una dosis absorbida, y de los órganos de riesgo que pueden verse afectados, para los cuales se establece una dosis absorbida de tolerancia. A continuación se procede a la planificación del tratamiento, usando los sistemas de planificación cuya descripción son objeto del siguiente volumen de la colección. El paso siguiente sería la simulación del tratamiento para después realizar el tratamiento propiamente dicho en la máquina elegida.

Para comprobar que el tratamiento se lleva a cabo de acuerdo con lo planificado se utilizan equipos de imagen que permiten comparar las obtenidas en la simulación real o virtual del tratamiento con las que se obtienen en el momento de la ejecución del mismo.

También existen otros equipos que facilitan todo el proceso de traspaso de datos del sistema de planificación a las unidades de tratamiento y permiten controlar los parámetros a seleccionar para la irradiación de cada paciente. Todos estos equipos mencionados, así como los de tratamiento, serán los que se presenten, de forma sucinta, en este tema.

Como paso previo a la utilización de las máquinas para tratamiento, éstas deben estar calibradas en unas condiciones establecidas. Este aspecto, así como los equipos de medida que se usan y el programa de garantía de calidad del equipamiento de un Servicio de Radioterapia, se tratan en otros temas posteriores.

El primer aspecto que contemplaremos en este tema es el de las unidades de terapia existentes con los diferentes tipos de radiación que suministran. Tras el descubrimiento de los Rayos X, por Röntgen en 1895, pronto empezaron a aplicarse en radioterapia. Las técnicas iniciales han ido evolucionando pasando a usar fotones de mayores energías y fluencias, así como a aplicar tratamientos controlados por ordenadores. Además de los fotones, también son de uso corriente actualmente los electrones. Otras partículas menos usuales son los protones, neutrones e iones de algunos átomos.

En este tema, dada su amplitud por los numerosos aspectos que comprende, revisaremos brevemente los distintos tipos de unidades radioterápicas existentes, dedicando más espacio a los aceleradores lineales de electrones por ser las unidades de uso más común. La información que se suministra es, pues, un punto de partida para conocer los equipos pero, forzosamente, no puede ser exhaustiva de cada uno de ellos, por lo que los alumnos interesados pueden consultar diferentes publicaciones para profundizar en otros aspectos no tratados aquí. Para ello, el texto se acompaña de un listado de referencias bibliográficas, entre las cuales podemos destacar las de [Van Dyk, 1999, 2005; Metcalfe y cols., 2007; y Mayles y cols. 2007], por tratar ampliamente toda la tecnología usada actualmente en el campo de la Radioterapia.

2. Listado de siglas usadas en el texto y significado

ALE	Acelerador lineal de electrones.
BNCT	Terapia por captura de neutrones con boro (*Boron neutron capture therapy*).
CHR ("HVL")	Espesor de hemirreducción o capa hemirreductora (*Half value layer*).
TC	Tomografía computarizada. Imagen tomográfica axial obtenida en un escáner a partir de la transmisión de un haz estrecho de RX que gira alrededor del paciente.
DFE ("SAD")	Distancia del foco del haz de radiación al isocentro de la unidad (*Source-axis distance*).
DFS ("SSD")	Distancia del foco del haz de radiación a la superficie del medio (*Source-surface distance*).
DGRT	Radioterapia guiada por la dosis. Tiene en cuenta los cambios de dosis absorbida que se producen en el paciente a lo largo del tratamiento para modificar el mismo adaptándolo a la planificación prevista (*Dose guided radiotherapy*).

DRR	Radiografía reconstruida digitalmente por medio de un ordenador, habitualmente a partir de imágenes tomográficas axiales (*Digital reconstructed radiography*).
EPID	Dispositivo electrónico de formación de imagen portal (*Electronic portal imaging device*).
eMLC	Colimador multilámina para electrones (*Electron multi leaf collimator*).
IGRT	Radioterapia guiada por la imagen. Tiene en cuenta los cambios de posición de la zona a tratar del paciente a lo largo del tratamiento para corregirlos (*Image guided radiotherapy*).
IMAT	Arcoterapia con modulación de intensidad (*Intensity modulated arc therapy*).
IMRT	Radioterapia de intensidad modulada (*Intensity modulated radiotherapy*).
IRM	Imagen de resonancia magnética.
kVp	Valor máximo de la energía del espectro de un haz de RX generado en un tubo.
MIMiC	Colimador binario de intensidad modulada (*Multileaf intensity modulating collimator*).
MLC	Colimador multilámina (*Multi leaf collimator*).
MVCT	o MV CBCT. Técnica que permite reconstruir imágenes tomográficas a partir de un gran número de imágenes adquiridas girando un haz de radiación de megavoltaje alrededor del paciente (*Megavoltage cone beam CT*).
PET	Tomografía por emisión de positrones (*Positron emision tomography*).
RXCT	o RX CBCT Técnica que permite reconstruir imágenes tomográficas a partir de un gran número de imágenes adquiridas girando alrededor del paciente un haz de RX con energía del orden usado en radiodiagnóstico (*RX cone beam CT*).
TBI	Irradiación corporal total (*Total body irradiation*).
TSEI	Irradiación superficial total (*Total skin electron irradiation*).

3. Equipos de RX de kilovoltaje

Los equipos de ortovoltaje que se usaron inicialmente para tratar lesiones profundas fueron sustituidos por unidades de Cobalto-60 y por aceleradores lineales de electrones. Para realizar tratamientos de lesiones superficiales de piel se siguen usando unidades de contacto y de terapia superficial.

La forma de caracterizar la calidad de estas unidades es a través de su capa hemirreductora (CHR) en aluminio y cobre y por su kVp. La capa hemirreductora se suele representar por las siglas inglesas HVL ("half value layer"). Es el espesor de absorbente que reduce al 50% la tasa de kerma en aire, de un haz estrecho, en un punto de referencia distante de dicho medio absorbente. Otro concepto que se usa es el de energía efectiva de un haz de rayos X heterogéneo, que se define como la que tendría un haz monoenergético que tuviera la misma CHR.

En la tabla 1 se muestra una clasificación de las unidades de RX usadas en terapia [Khan, 2009], donde se ha incluido la distancia fuente-superficie (DFS) a la que se usan. Dicha clasificación no es única, sino que varía según las distintas publicaciones existentes, por ejemplo, según [IAEA TRS-398 (Andreo y cols., 2000)] sería lo presentado en la tabla 2. En realidad, la clasificación que se puede encontrar en las publicaciones es más variable todavía.

	Unidades de contacto	**Unidades superficiales**	**Unidades de ortovoltaje**
kVp	40 – 50	50 – 150	150 – 500 (200 – 300 la mayoría)
mA	≈ 2 mA	≈ 5 – 8 mA	≈ 10 – 20 mA
Filtro	0,5 – 1 mm Al	1 – 6 mm Al	Sn, Cu, Al
CHR	≈ 0,6 mm Al	1 – 8 mm Al	1 – 4 mm Cu
DFS	< 2 cm	15 – 20 cm	≤ 50 cm

Tabla 1. Unidades de RX (radioterapia).

Energía baja (Radioterapia superficial)	kVp < 100 kVp, CHR < 3 mmAl
Energía media (Ortovoltaje)	kVp > 80 kVp, CHR > 2 mmAl
El límite entre los dos rangos no es estricto y se solapan entre 80 *kV*, 2 *mmAl y* 100 *kV*, 3 *mmAl*.	

Tabla 2. Unidades de RX (radioterapia).

En la figura 1 se puede ver un ejemplo de las formas de las curvas de porcentaje de dosis absorbida en profundidad de los distintos haces suministrados por las citadas unidades de kilovoltaje, para comparar su penetración en agua y, también, con la de los haces suministrados por una unidad de ^{60}Co. La penetración variará según el filtro que se utilice y la tensión que se aplique. El

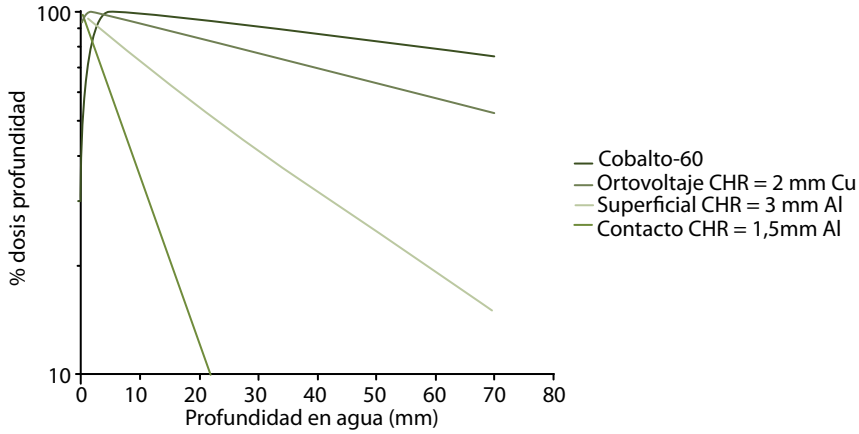

Figura 1. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad de distintas unidades de radioterapia.

efecto de un filtro sobre la distribución espectral y la tasa de dosis absorbida es muy importante, de modo que, por seguridad, la emisión de radiación únicamente tiene lugar cuando el filtro colocado se corresponde con la tensión elegida.

Los fundamentos de la producción de RX en los equipos usados en radioterapia son los mismos que en el caso de diagnóstico, ya estudiados en el 2º volumen de la colección. Existen algunas diferencias entre ellos, como ser tubos de ánodo estacionario que operan a corrientes de tubo entre 2 y 20 mA como vimos en la tabla 1, el tamaño del foco es mayor, el haz de RX emerge a través de una delgada ventana de berilio que absorbe los electrones secundarios. Con los tubos de radioterapia convencional o de ortovoltaje, a diferencia de lo que ocurre con los tubos usados en diagnóstico, los tiempos de irradiación son más largos, lo que permite un diseño de ánodo diferente, por ejemplo, no ser giratorio y extraer el calor producido a través de un circuito de refrigeración. Otra característica especial es la presencia de un doble "capuchón" en el ánodo, con la primera capa de cobre y la segunda de wolframio. Esto es debido a que cuando los electrones que llegan al ánodo tienen una energía mayor de 200 keV se producen electrones secundarios que pueden tener una energía suficiente para causar problemas. Por ejemplo, pueden producir radiación de frenado en otras zonas distintas del blanco y cercanas a él. Para evitarlo, la capa de cobre se diseña de forma que intercepte los electrones secundarios producidos y la siguiente capa de wolframio tiene por misión absorber la radiación de frenado producida en el cobre. Actualmente, los tubos con ánodo estacionario envueltos en cristal han sido sustituidos por tubos de metal –cerámica que ofrecen ventajas sobre los primeros [Mayles y cols., 2007].

Figura 2. Unidad de radioterapia de contacto Philips RT 50.

Figura 3. Nueva unidad Papillon TM.

Existen equipos de radioterapia de contacto con un aplicador específico para hacer tratamientos endocavitarios (Figura 2), por ejemplo, los usados para tratamientos de recto con la técnica de Papillon [Podgorsak y cols., 2003]. En la figura 3 se muestra el nuevo equipo fabricado para estos tratamientos.

Los haces de las unidades de ortovoltaje originan una alta dosis absorbida en la superficie de los tejidos y, además, no son lo suficientemente penetrantes para tratar tumores profundos eficazmente. Su uso fue sustituido por otras unidades de terapia como las que contienen isótopos radiactivos, de las cuales las de uso más extendido son las de ^{60}Co, y por betatrones que, a su vez, han sido sustituidos por aceleradores lineales de electrones.

4. Unidad de cobalto-60

Aunque una unidad de ^{60}Co emite fotones de baja energía comparada con las que puede emitir un acelerador lineal de electrones, provocan una dosis absorbida en piel inferior a la de las unidades de ortovoltaje y son más penetrantes (véase la figura 1). La tendencia actual en nuestro país es ir sustituyendo las unidades de ^{60}Co en uso por aceleradores lineales.

En el campo de la radioterapia, para utilizar los rayos gamma que emite este isótopo radiactivo, se diseñaron unidades, como las que podemos ver en la figura 4, con distinto aspecto externo. Son máquinas montadas isocéntricamente que permiten girar el haz alrededor del paciente con una distancia fuente-eje (DFE) determinada. Las componentes principales de la unidad de Cobalto-60 son: la fuente radiactiva, el cabezal, el estativo, la mesa y el pupitre de control. El estativo es el soporte anclado en el suelo sobre el que se fija el brazo que puede girar 360º alrededor de la mesa. En el extremo del brazo está el cabezal que contiene la fuente.

Las propiedades físicas de la fuente de ^{60}Co [Podgorsak, 2003] son las siguientes:

- Energía de rayos gamma: 1,17 y 1,33 MeV.
- Alta actividad específica de aproximadamente 9,3 TBq / g.
- Periodo de semidesintegración relativamente alto: 5,3 años.
- Constante de tasa de exposición: Γ [R . m^2 / (Ci . h)] = 1,31.
- Constante de tasa de kerma en aire: Γ [μGy . m^2 / (GBq . h)] = 309.

El ^{60}Co se produce en un reactor, bombardeando ^{59}Co con neutrones. El ^{60}Co se transforma en ^{60}Ni tras emitir las siguientes radiaciones: β^-: E_{max} = 0,32 MeV, γ: 1,17 y 1,33 MeV. La radiación β^- se absorbe en la cápsula, originando RX de energía de aproximadamente 0,1 MeV.

El cabezal de la unidad contiene la fuente en una cápsula cilíndrica de acero inoxidable sellada. El diámetro típico del cilindro es de 1 – 2 cm y su altura de unos 2,5 cm. El tamaño de la fuente debe cumplir un compromiso entre la penumbra que produce en el borde del haz y la tasa de dosis absorbida que queremos conseguir. Cuanto menor es el diámetro de la fuente menor es la penumbra física. Un diámetro habitual es de 1,5 cm. La actividad de la fuente suele ser del orden de 185 – 370 TBq (5 – 10 kCi). La tasa de dosis absorbida a 80 cm de la fuente suele estar comprendida entre 100 y 200 cGy / min.

La fuente se emplaza cercana al centro del cabezal, junto con un dispositivo para llevarla desde la posición de seguridad a la de tratamiento. Hay dos modos habituales de desplazamiento: lineal y circular. En la figura 4 se muestran dos esquemas de cabezales, cada uno con distinto tipo de desplazamiento, que son los que incorporan, respectivamente, las unidades mostradas en la misma figura.

El sistema de colimación de la unidad está formado por dos pares de mordazas que permiten delimitar campos de tamaños de 4 a 35 cm de lado, a una distancia de la fuente de 80 cm (distancia fuente-isocentro habitual). La distancia fuente-colimador es de 45 a 55 cm. Suele ser de 45 cm pero se puede hacer mayor añadiéndoles a las mordazas unos prolongadores (“trimmers”).

El cabezal incorpora un sistema de simulación luminosa del campo de radiación y un telémetro. También dispone de unas ranuras para poder incorporar soporte porta-bloques y soporte porta-cuñas. El blindaje que rodea al cabezal hace que la radiación de fuga, en unidades de equivalente de dosis ambiental, sea menor de 0,01 mSv/h a 1 m.

El pupitre de control de la unidad contiene diferentes dispositivos, entre ellos: seleccionador del tiempo de tratamiento, doble reloj de control de tiempo de irradiación, visualizador de tiempo de irradiación, botón de selección del modo de tratamiento, botón de retorno de la fuente en caso de emergencia, luz de fallo en los autochequeos, interruptor de irradiación.

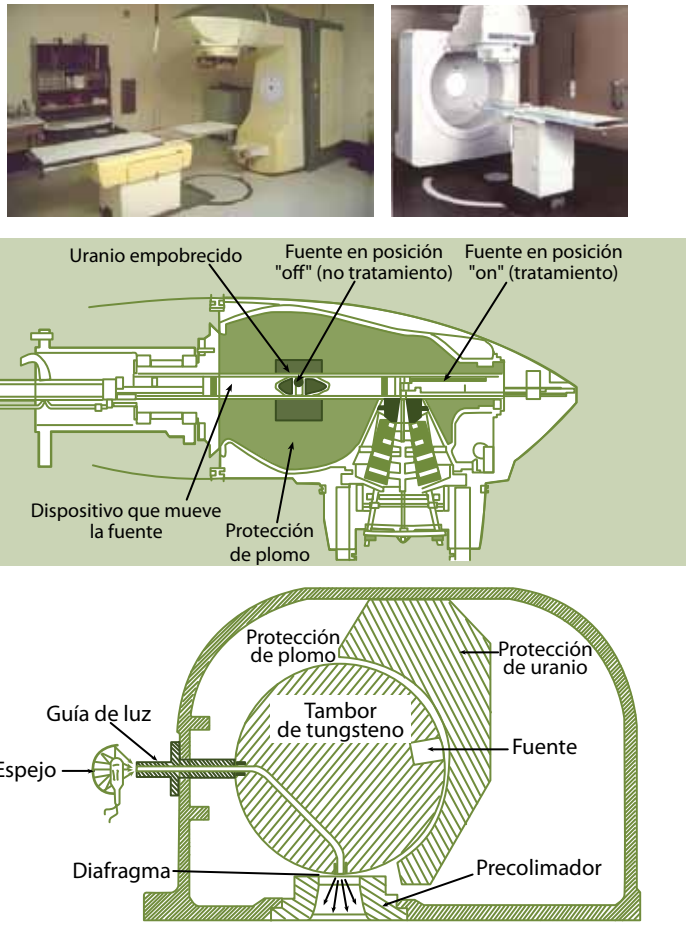

Figura 4. Unidades de ^{60}Co con diferentes sistemas de movimiento de la fuente. Arriba a la izda. Theratron 780 (MDS, Nordion), a la dcha. Alcyon II (General Electric). Centro: cabezal con desplazamiento de la fuente lineal (Theratron). Debajo: cabezal con desplazamiento de la fuente circular (Alcyon).

5. Acelerador lineal de electrones (ALE)

Estas unidades son capaces de emitir múltiples energías de electrones y de RX para seleccionar la más adecuada a cada tratamiento. Las tasas de dosis absorbida a la que pueden trabajar son mayores que las de las unidades de ^{60}Co, lo que permite acortar los tiempos de tratamiento. El borde del haz de fotones que suministran es más estrecho que el de rayos gamma de una unidad de ^{60}Co (excepto en el caso de las energías más altas) debido a su menor tamaño de foco virtual.

Existen aceleradores diseñados específicamente como generadores de RX y otros, como se ha dicho, capaces de emitir RX y electrones. Los primeros suelen disponer de energías bajas de RX mientras que los segundos suelen tener dos energías de RX, una de unos 6 MV y otra de mayor energía (de 15 a 23 MV), y una gama amplia de energías de electrones. Diversos autores han publicado gran información sobre ellos [Karzmark y cols., 1993; Podgorsak y cols., 1999; Greene y Williams, 1997] y, posteriormente, otros autores han realizado una revisión sobre su desarrollo [Thwaites y Tuohy, 2006].

En la figura 5 se muestra la foto de un ALE (en este caso un Oncor de Siemens) y un esquema de las distintas partes que componen un acelerador. Éstas se pueden resumir en las siguientes: estativo, brazo, modulador, mesa de tratamiento y pupitre de control. El estativo es el soporte anclado al suelo sobre el que se fija el brazo.

Empezaremos viendo las partes que intervienen en la creación del haz, que son las siguientes:

- Sistema generador de radiofrecuencias.
- Sistema de inyección.
- Guía aceleradora.
- Sistema de transporte del haz.
- Sistema de colimación y control del haz.
- Sistemas auxiliares (vacío, refrigeración, etc.).

De forma breve, el proceso se puede resumir diciendo que el sistema de inyección de electrones o cañón ("electron gun") inyecta los electrones en la sección de aceleración donde se encuentra la guía de ondas aceleradora. También esta sección recibe las microondas producidas en el sistema generador de radiofrecuencias de alta potencia y son éstas las que van a acelerar los electrones. Para ello, el modulador suministra pulsos de alta frecuencia al cañón y al generador de radiofrecuencias sincrónicamente. Los pulsos suministrados al cañón son del orden de 15 – 45 kV mientras que

los suministrados al generador de radiofrecuencias son de unos 120 kV. En la figura 6 se muestra un esquema de dichos pulsos así como de la radiación resultante. Así se puede ver que variando la tasa de pulsos se puede variar la tasa de radiación.

La mayoría de los aceleradores médicos operan en la banda S de microondas. La frecuencia de las microondas producidas es de unos 3000 MHz, lo que corresponde a una longitud de onda (λ) en el vacío de unos 10 cm.

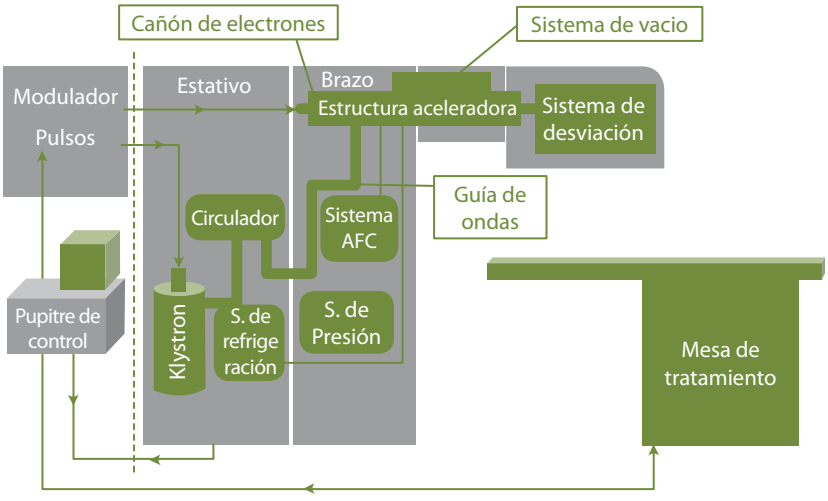

Figura 5. Arriba: acelerador lineal de electrones. Abajo: esquema de los componentes de un acelerador.

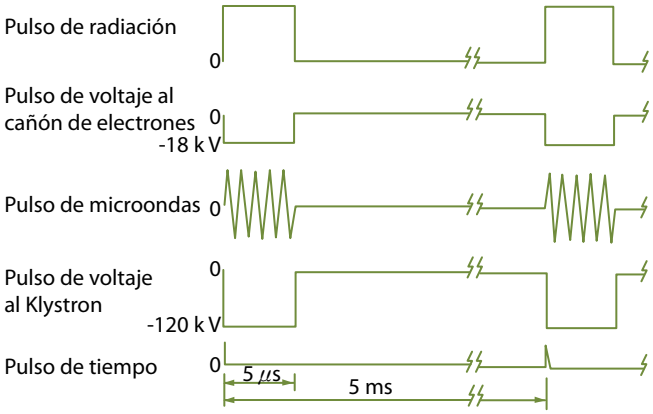

Figura 6. Pulsos generados en el ALE. Adaptada de (Karzmark y Morton, 1981), con permiso.

Empecemos viendo lo que ocurre en un acelerador imaginario elemental, en el que los electrones emitidos en el cátodo son acelerados hacia el ánodo por una fuente de voltaje alterno, cuyo esquema viene representado en la Figura 7.

Podemos observar que sólo se produce aceleración de los electrones en la figura de la izquierda, cuando el campo eléctrico generado entre el cátodo y el ánodo tiene sentido contrario al de movimiento de los electrones, lo que se corresponde con la zona de voltaje positivo suministrado por la fuente al ánodo. Veamos ahora lo que ocurre en el caso de un acelerador real. Empezaremos presentando cómo se producen las microondas de alta potencia que se van a encargar de producir la aceleración de los electrones en la guía de ondas aceleradora.

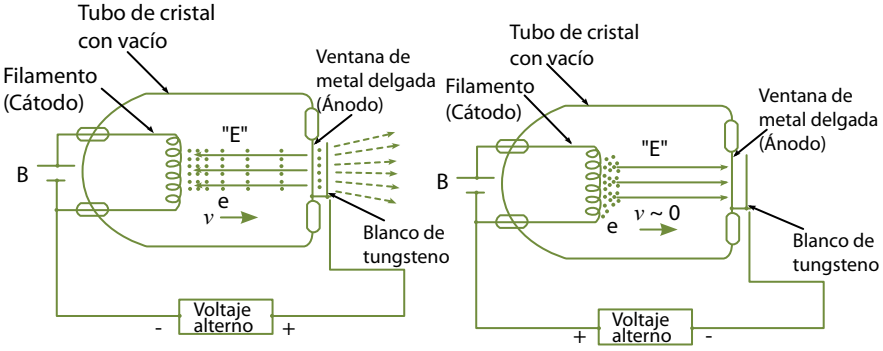

Figura 7. Acelerador imaginario elemental. La parte izquierda corresponde al voltaje positivo del ánodo y la derecha al voltaje negativo. Adaptada de (Karzmark y Morton, 1981), con permiso.

5.1. Sistema de generación de radiofrecuencias (RF)

Las fuentes de energía de radiofrecuencias que se usan en un acelerador pueden ser de dos tipos, un magnetrón, que origina energía de microondas de alta potencia, o un klystron que es un amplificador de potencia de las RF generadas por un oscilador de baja potencia. Ambos dispositivos son capaces de establecer campos electromagnéticos intensos en cavidades de microondas.

El fundamento de ambos se basa en acelerar y decelerar electrones en el vacío para producir las RF de alta potencia. Si el electron tiene una velocidad significativa y es frenado por un campo magnético, transmite energía al campo. Para ello, tanto en el klystron como en el magnetrón, se produce la emisión termoiónica de electrones en un cátodo y, posteriormente, los electrones son acelerados hacia un ánodo en un campo pulsado. Disponen de cavidades constituidas por cilindros cuyas paredes son de cobre, material elegido por su alta conductividad eléctrica y térmica, con diámetro de unos 10 cm y de varios centímetros de longitud. Estas cavidades tienen gran eficacia para producir campos eléctricos intensos por acumulación de cargas en sus paredes. En el klystron, lo mismo que sucede en una estructura aceleradora, el cilindro ha de presentar un orificio central para introducir los electrones y que puedan interaccionar con el campo eléctrico existente dentro de ellas.

5.1.1. Klystron

En la figura 8 se muestra un esquema de un klystron que dispone sólo de dos cavidades resonantes. A la primera cavidad llegan las microondas de baja potencia que se van a amplificar. Dichas microondas establecen un campo eléctrico alterno a través de las paredes de la cavidad. Recordemos que es el campo negativo el que acelera los electrones.

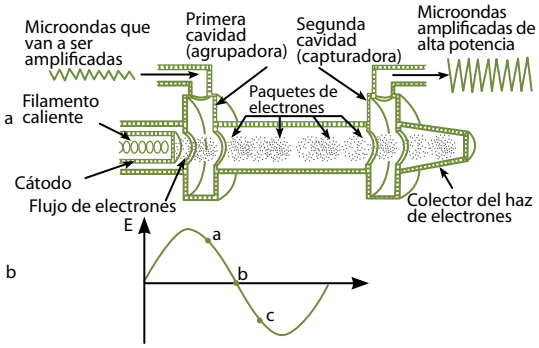

Figura 8. Esquema de un klystron con 2 cavidades (a) y campo eléctrico de la primera cavidad (b).

Lo que ocurre es que serán retardados aquellos electrones que entren en la primera cavidad cuando el campo eléctrico tenga un valor comprendido entre los puntos a y b de la parte inferior de la figura, los que entren cuando el valor del campo eléctrico sea 0 (punto b) no se verán afectados y los que entren cuando el valor del campo esté comprendido entre b y c serán acelerados por el campo negativo.

Como consecuencia, los electrones se agrupan en paquetes o racimos ("bunches"), por eso a la primera cavidad se le llama agrupadora "buncher". La segunda cavidad resuena a la frecuencia de llegada de los racimos. Cuando los paquetes de electrones llegan a la segunda cavidad generan un campo eléctrico retardador, induciendo cargas en las terminaciones de la cavidad e iniciando un proceso de conversión de energía. Así, gran parte de la energía cinética de los electrones (aproximadamente el 55%) se convierte en un intenso campo eléctrico generando microondas. La energía residual que no se convierte en microondas se disipa como calor en el "Colector" y el calor se elimina por medio de un circuito de agua refrigeradora.

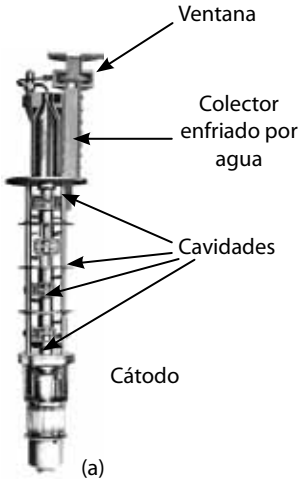

Figura 9. Klystron con 4 cavidades. Adaptada de (Karzmark y Morton, 1981), con permiso.

En aceleradores de energías a partir de 15 MeV el generador de microondas es un klystron con un número de cavidades de 3 a 5. En la Figura 9 se muestra un klystron de 8 MW con 4 cavidades. En la parte superior se aprecia el colector y la salida de la guía de ondas con una ventana de cerámica para mantener el vacío.

5.1.2. Magnetrón

El magnetrón genera pulsos de megavatios de varios microsegundos, con frecuencia de unos 3000 MHz. Como podemos ver en el esquema mostrado en la figura 10, consta de un cátodo central y un ánodo exterior con cavidades resonantes en una única pieza de cobre. Entre el cátodo y el ánodo está hecho el vacío. La base de su funcionamiento es la siguiente: en el cátodo se emiten electrones por efecto termoiónico. Se aplica un campo magnético estático H perpendicular al plano transversal de las cavidades, y un campo eléctrico pulsado E_p radial hacia el interior.

Cuando los electrones acelerados viajan a la misma velocidad que la de fase del campo eléctrico, interaccionan fuertemente con él a la entrada de las cavidades. Los electrones acelerados inducen una distribución de cargas en los polos del ánodo y un campo eléctrico E_m de microondas entre los segmentos adyacentes del ánodo. Aproximadamente el 60% de la energía cinética de los electrones se convierte en energía de microondas. Bajo la influencia de E_P, H y E_m, los electrones describen un movimiento espiral.

La diferencia esencial entre la aplicación de un magnetrón y un klystron estriba en la potencia máxima de microondas que puede obtenerse, generalmente 2 MW en el caso del magnetrón, aunque puede llegar hasta 5 MW, e igual o mayor que 7MW en el caso del klystron. El magnetrón tiene la ventaja de que se puede montar en el brazo del acelerador por ser menos voluminoso que el klystron. Este último se monta en el estativo y, además, al operar a mayor voltaje debe aislarse rodeándolo de un tanque de aceite.

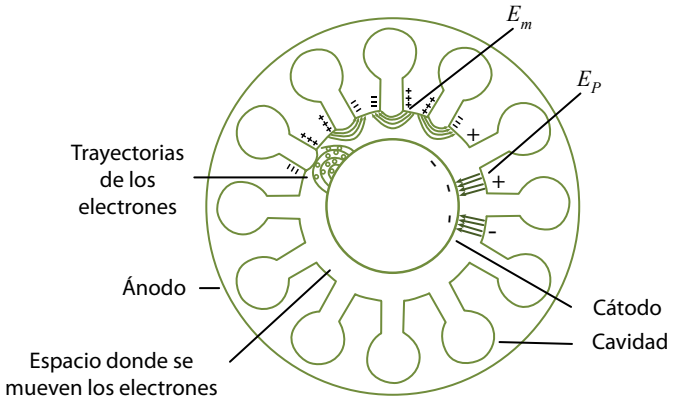

Figura 10. Esquema de un magnetrón. Adaptada de (Karzmark y Morton, 1981), con permiso.

5.2. Conducción de microondas a la estructura aceleradora

La conducción de microondas desde el klystron o magnetrón a la estructura aceleradora se realiza a través de guías de onda rectangulares mediante reflexión en sus paredes. Para aumentar la capacidad de conducción las guías se llenan de freón o hexafluoruro de azufre (SF6) a la presión adecuada (aproximadamente el doble de la presión atmosférica). Para mantener el vacío en el sistema generador de microondas y en la sección de aceleración, las uniones con el sistema transmisor de RF, que contiene gas, están separadas por ventanas de cerámica o berilio que transmiten las microondas.

5.3. Sistema de inyección y sistema de aceleración de los electrones

Una vez que el cañón inyecta electrones en la sección de aceleración con una velocidad inicial (entre 0,25 y 0,4 veces la velocidad de la luz que llamaremos "c"), en la primera zona los electrones ganan energía y velocidad a costa de las microondas y cuando los electrones alcanzan una velocidad cercana a la de la luz, se produce el aumento de energía debido fundamentalmente al aumento de su masa. Por ejemplo, los electrones de 1 MeV tienen una velocidad de 0,94 c y los de 5 MeV tienen una velocidad de 0,99 c. Vemos pues que de 1 a 5 MeV la variación de la velocidad es inferior al 6% pero para energías superiores a 5 MeV apenas hay variación de la velocidad.

El cañón de electrones puede ser de tipo diodo o triodo. Consta de un filamento (cátodo) que emite los electrones, un ánodo perforado para dejar pasar los electrones y, en el caso del triodo, una rejilla. La ventaja del triodo es que permite variar la corriente en un rango amplio de valores sin variar el voltaje entre ánodo y cátodo. Una vez emitidos los electrones por el cátodo, el campo eléctrico originado a partir de los pulsos de tensión suministrados por el modulador, al cátodo en el caso del diodo y a la rejilla en el caso del triodo, acelera los electrones en el cañón.

Como se vio en la figura 6, los electrones suelen emitirse en forma de pulsos de duración unos 5 μs y frecuencia 200 pulsos/segundo o de 4 μs y frecuencia 250 pulsos/segundo.

La aceleración de los electrones se lleva a cabo en una guía de ondas. Está formada por una serie de cavidades metálicas de sección rectangular o circular en las que hay hecho vacío. Dichas cavidades cumplen 2 misiones, por un lado, acoplar y distribuir la energía de microondas entre cavidades adyacentes y, por otro, suministrar un campo eléctrico adecuado para acelerar los electrones.

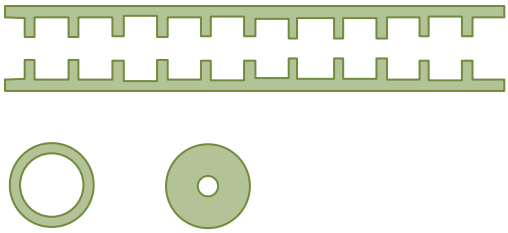

Figura 11. Esquema de la guía de ondas de la estructura aceleradora mostrando dos cortes transversales.

Figura 12. Componentes de las cavidades. Tomada de (Karzmark y Morton, 1981), con permiso.

La guía de onda de la sección de aceleración no es una guía uniforme porque en ella la velocidad de fase del campo eléctrico viaja más rápido que los electrones y no es útil para acelerarlos. Para que los campos eléctricos sean adecuados se modifica la guía insertando en ella unos diafragmas circulares de forma que la guía de onda se convierte en una serie de cavidades resonantes (Figuras 11, 12). De este modo se puede reducir la velocidad de fase de las ondas para adaptarla a la velocidad de inyección de los electrones y poderlos "capturar". Posteriormente, la velocidad de fase deberá aumentar rápidamente en la primera sección de la guía conforme aumente la velocidad del electrón al ser acelerado. La frecuencia precisa de resonancia se consigue con una dimensión adecuada de cada cavidad, ajustando el diámetro del agujero y la distancia a la que se sitúan los diafragmas. Al operar la mayoría de los aceleradores de uso clínico en la banda S de microondas (unos 3 GHz) las cavidades tiene un diámetro de 10 cm aproximadamente y una longitud de 2,5 a 5 cm.

Hay dos tipos de estructura aceleradora, de onda estacionaria y de onda progresiva.

5.3.1. Estructura aceleradora de onda progresiva

En este tipo de estructura las microondas se introducen en la zona cercana al cañón, y en el extremo opuesto la energía restante es extraida de forma que no se produzca reflexión de las microondas. Las primeras cavidades de la estructura varían en tamaño. Propagan un campo eléctrico con una velocidad creciente para adaptarlo a la velocidad de los electrones conforme son acelerados. Su misión es acelerar y agrupar los electrones. En ellas los electrones ganan energía hasta la velocidad de la luz, recorriendo aproximadamente 30 cm. Las restantes cavidades son de tamaño uniforme, la propagación del campo eléctrico es a velocidad constante y, en ellas, los electrones ganan energía fundamentalmente aumentando su masa. La energía que ganará depende de dos cosas, por un lado del valor del campo eléctrico en el punto de la onda donde se sitúan los electrones y, por otro, de la longitud de la guía aceleradora.

Para lograr la agrupación de los electrones, se capturan y empaquetan por un campo eléctrico que avanza. La velocidad de fase y la amplitud del campo van aumentando. La meta es conseguir que el electrón se mueva siempre a la misma velocidad que el campo, de forma que un electrón situado en el campo en una posición dada recibirá energía continuamente conforme avanza. Para ello es necesario controlar la tasa a la que la energía de microondas se transmite a lo largo de la guía de ondas.

La agrupación de los electrones se produce de forma similar a lo que ocurre en la primera cavidad del klystron. Un electrón a lo largo del eje central de la guía puede sufrir diferente aceleración según su posición en el campo eléctrico y tienden a agruparse.

Figura 13. Estructura aceleradora por onda progresiva. Tomada de (Karzmark y Morton, 1981), con permiso.

En la figura 13 se muestra un corte de una estructura aceleradora por onda progresiva. Las microondas entran en la estructura aceleradora cerca del cañón de electrones. La parte de la izquierda es la sección agrupadora ("buncher"). En los aceleradores actuales es más corta que la mostrada en la figura.

En las cavidades la posición del máximo del campo eléctrico va avanzando. En la figura 14 se muestra el corte esquemático de la guía de ondas con sus diferentes cavidades, y como varía la posición del campo eléctrico en ellas con el tiempo. El valor máximo de la amplitud del campo en cada cavidad está repre-

sentado por una flecha, en la que el sentido izquierdo indica valor negativo y el derecho valor positivo. Las tres partes de la figura (correspondientes a tiempos t_1, t_2, t_3) indican el valor del campo eléctrico al que es sometido el electrón conforme va avanzando. La parte central de la figura (t_2) corresponde a haber avanzado el electrón $\lambda/4$ respecto a la posición que tenía en t_1, y la parte inferior corresponde a haber avanzado $\lambda/2$. Así vemos que, en este tipo de estructura, un electrón va ganando energía en cada cavidad sucesiva y, en cada instante, aunque hay 4 cavidades por unidad de λ, sólo una contribuye a acelerar los electrones.

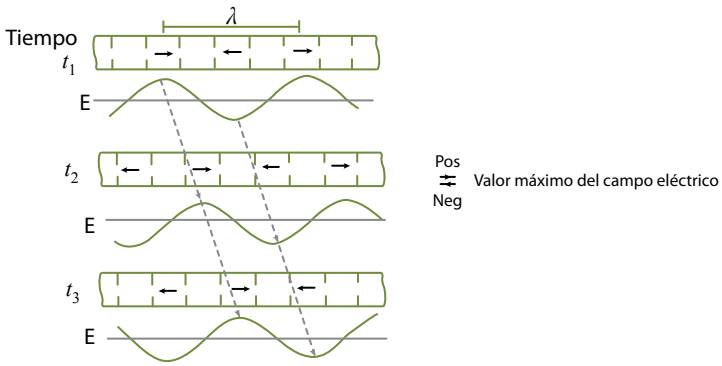

Figura 14. Campo eléctrico en una estructura aceleradora de onda progresiva. Adaptada de (Karzmark y Morton, 1981), con permiso.

5.3.2. Estructura aceleradora de onda estacionaria

Este tipo de estructura es más habitual en los aceleradores actuales porque es más corta (unos 30 cm para 4 MeV y unos 150 cm para 25 MeV). En contraste a lo que ocurre en una estructura de onda progresiva, las microondas se pueden introducir en cualquier zona de ella y, al final de la estructura, la energía de microondas no es absorbida sino que se refleja. La reflexión se produce al principio y al final de la estructura de modo que hay dos ondas, una avanzando y otra reflejada. Durante un pulso de unos 5 μs la reflexión se produce unas 100 veces. El campo eléctrico resultante varía de forma sinusoidal con el tiempo pero permanece estacionario a lo largo del eje sin avanzar. De forma similar a lo expuesto en el caso de la estructura por onda progresiva, en la figura 15 vemos una representación de lo que ocurre en este caso. En la parte de la izquierda de la figura se muestra el valor del campo eléctrico correspondiente a las dos ondas, la que avanza y la reflejada. Como en el caso anterior, el valor máximo del campo eléctrico está representado por flecha a la derecha y el mínimo por flecha a la izquierda. A la derecha de la figura se muestra el campo eléctrico efectivo que resulta de ambas. Los tiempos t_1, t_2 y t_3 corresponden a haber avanzado cada una de las ondas, la que avanza y la reflejada, una distancia de $\lambda/4$.

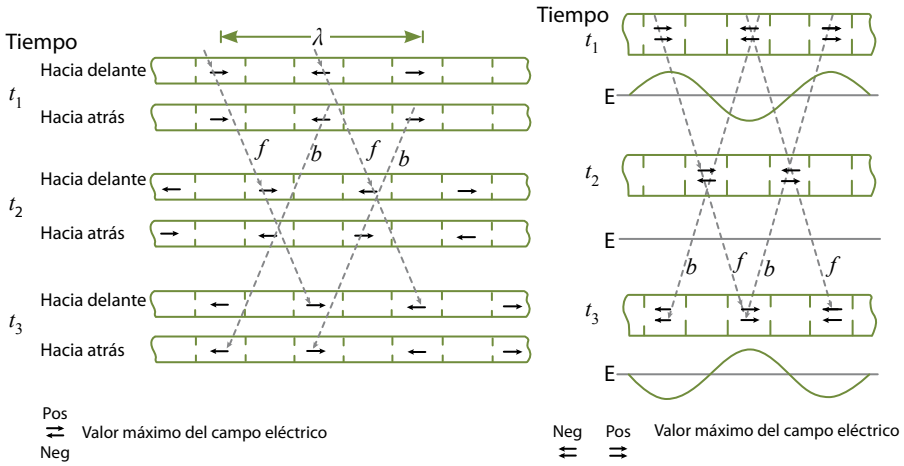

Figura 15. Izquierda: campo eléctrico correspondiente a la onda que avanza (f) y a la que retrocede (b). Derecha: campo eléctrico resultante en una estructura aceleradora de onda estacionaria.

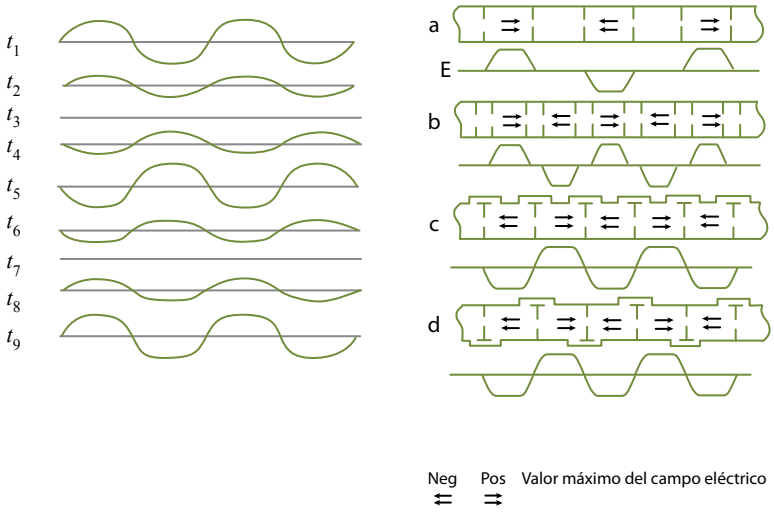

Figura 16. Campo eléctrico en una estructura aceleradora de onda estacionaria y posibles disposiciones de las cavidades. Adaptada de (Karzmark y Morton, 1981), con permiso.

En la figura 16, se representa, en la parte izquierda, el valor del campo eléctrico en diferentes instantes. Vemos que el campo no avanza sino que sólo cambia de magnitud y dirección con el tiempo. En la parte de la derecha de la figura vemos que su valor es cero siempre en unas cavidades. El papel de las mismas es transferir o acoplar la potencia entre las cavidades aceleradoras pero no contribuyen a acelerar los electrones. Esto permite distintas configuracio-

nes de dichas cavidades (por ejemplo, en la figura 16b se han hecho más pequeñas) e, incluso, que se puedan sacar del eje, como ocurre en los diseños mostrados en las partes c y d de la figura. Así se puede acortar la longitud de la estructura. En este tipo de estructura aceleradora, en cualquier instante, sólo la mitad de las cavidades axiales aceleran los electrones.

En la figura 17 vemos un corte de una estructura de este tipo con las mencionadas cavidades sacadas fuera del eje central. En este sistema, conforme la velocidad del electrón crece y se acerca a "c", el agrupamiento de los mismos se puede conseguir ajustando la longitud axial de las cavidades aceleradoras en la zona de baja energía de forma a mantener el tiempo de paso de los electrones a través de cada cavidad igual a la mitad de un ciclo de la onda del campo eléctrico. La frecuencia de resonancia de las cavidades depende de su diámetro, no de su longitud. Así se pueden elegir las longitudes para conseguir, conforme los electrones van ganando energía, que los paquetes de electrones lleguen a los puntos adecuados sobre las ondas estacionarias en el momento justo.

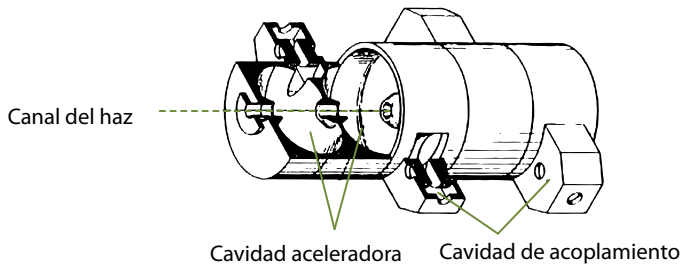

Figura 17. Corte de una estructura aceleradora de onda estacionaria. Adaptada de (Karzmark y Morton, 1981), con permiso.

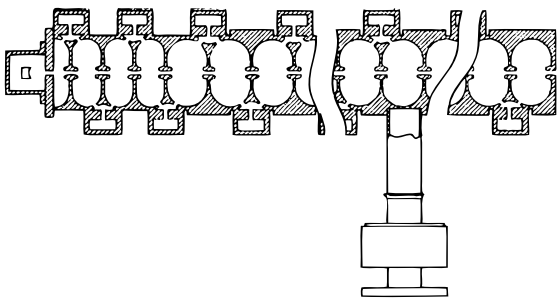

Figura 18. Inyección de microondas en una estructura aceleradora de onda estacionaria. Tomada de (Karzmark y cols., 1993), con permiso.

El valor del campo eléctrico en el sistema estacionario es mayor que el inicial que hay en el sistema de onda progresiva.

La sección agrupadora es corta, de dos a tres cavidades en los aceleradores de alta energía, y sólo la primera cavidad en los de baja energía. Como se ha dicho, a diferencia de lo que ocurre en los sistemas de onda progresiva, donde es esencial que las microondas se inyecten en la guía aceleradora al final del cañón, en los sistemas de onda estacionaria se pueden inyectar en cualquier zona de la misma. La inyección de microondas se hace a través de una de las cavidades de acoplamiento (Figura 18) vía un dispositivo llamado circulador (o aislante), que transmite la RF pero protege a la fuente de microondas de la energía reflejada. Se trata de un dispositivo a base de ferritas que actúa como "regulador de tráfico".

Entre las ventajas de las estructuras de onda estacionaria podemos decir que son aproximadamente el doble de eficientes que las de onda progresiva en convertir la energía de microondas en energía de electrones. También las variaciones de fase con la temperatura son menores en las de onda estacionaria. Sin embargo, la estructura de onda progresiva es más sencilla. Desde el punto de vista de usuario, las características de los haces producidos con los dos tipos de estructura son similares.

Actualmente los dos tipos de estructuras de onda están en uso entre los fabricantes. Varian y Siemens han optado por el sistema de onda estacionaria y Elekta por el de onda progresiva [Thwaites y Tuohy, 2006].

5.4. Variación de energía en los aceleradores

Los electrones están expuestos a un campo eléctrico a lo largo de toda la sección de aceleración. Para una longitud de estructura aceleradora fija, la energía final de los electrones se puede cambiar modificando la amplitud del campo eléctrico (que a su vez depende de la potencia de microondas) o cambiando la posición del paquete de electrones en la onda. Esto último en los aceleradores de estructura de onda progresiva se puede hacer variando la frecuencia de las microondas, y en los de estructura de onda estacionaria variando la energía de los electrones que inyecta el cañón.

La tasa de fluencia de los electrones influye en su energía final. Si dicha tasa aumenta, los electrones tienen menos energía disponible en la guía aceleradora y si disminuye disponen de más energía. Esta dependencia es mayor cuando la modalidad de tratamiento es RX ya que, para asegurar una producción adecuada de radiación de frenado, se necesita una tasa de fluencia de electrones del orden de 100 veces mayor que en la modalidad de tratamiento con electrones [Greene y Williams, 1997; Metcalfe y cols., 2007]. En modo RX, es posible, por lo tanto, ajustar la energía de los electrones variando la tasa de fluencia de los electrones suministrados por el cañón.

En [Greene y Williams, 1997] se puede encontrar de forma más detallada diferentes formas de variar la energía en modo RX o electrones y en función del tipo de estructura aceleradora.

Otro modo de variar la energía sería variar la longitud de aceleración. Una forma ficticia de hacer esto ha sido la introducida por Varian, que usa un dispositivo que permite reducir la amplitud del campo eléctrico en la zona final de la estructura aceleradora donde los electrones viajan a energía relativista, permitiendo su llegada a cada cavidad en la fase correcta.

5.5. Control automático de la frecuencia

La energía final de los electrones depende de su sincronismo con las microondas durante su paso por la estructura aceleradora. Se usa un dispositivo de control automático de la frecuencia (AFC) para mantener ajustado el magnetrón o klystron a la frecuencia de resonancia de las cavidades de la guía aceleradora.

5.6. Sistema de desviación del haz de electrones

En aceleradores con energías inferiores a 6 MeV, la estructura aceleradora es corta y se puede montar en el propio brazo siendo posible que éste gire 360º en torno a la mesa de tratamiento, como se observa en la parte izquierda de la figura 19, pero para energías mayores la longitud que ha de tener la estructura aceleradora impide este diseño. En estos casos se monta usualmente paralela al eje de rotación del brazo (parte central de la figura 19). Otros diseños que se han venido usando se muestran en la parte derecha de la misma figura.

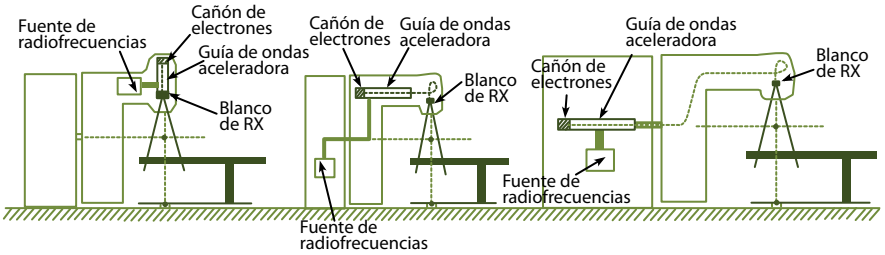

Figura 19. Aceleradores con sistemas de desviación diferentes. Adaptada de (Thwaites y Tuohy, 2006), con permiso.

En estos últimos diseños es necesario un sistema de desviación del haz, que es el conjunto de bobinas que generan los campos magnéticos que transportan el haz de electrones acelerado desde el final de la guía de ondas a la posición que ocupará la ventana de electrones o el blanco de RX, según el

modo de irradiación seleccionado, bien con electrones o bien con RX. También se incluye en este sistema las bobinas que generan los campos magnéticos necesarios para que el el haz de electrones, a lo largo de la estructura aceleradora, se mantenga en el eje de la misma con la menor divergencia posible (bobinas focalizadoras y de dirección, "steering").

La mayoría de estos sistemas están diseñados con una ventana de energía que elimina aquellos cuya energía difiere más de 5% de la prevista. El radio de curvatura de los electrones más o menos energéticos es diferente. Así, la ventana actúa como una barrera física eliminando esos electrones de la trayectoria del haz (Figura 20b).

Los electrones, al pasar por el sistema de desviación magnética, bajo vacío, se focalizan hasta conseguir un haz de diámetro de unos 3 mm. En un sistema de desviación acromático la componente de menor energía es desviada con un radio menor y se focaliza para golpear al blanco en un pequeño punto focal, mejorando la penumbra del haz producido.

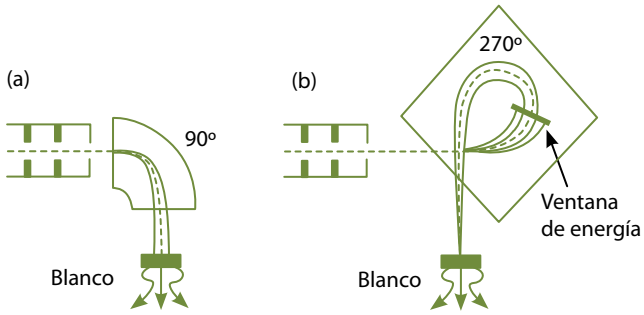

Figura 20. Desviaciones de 90 y 270º. Adaptada de (Thwaites y Tuohy, 2006), con permiso.

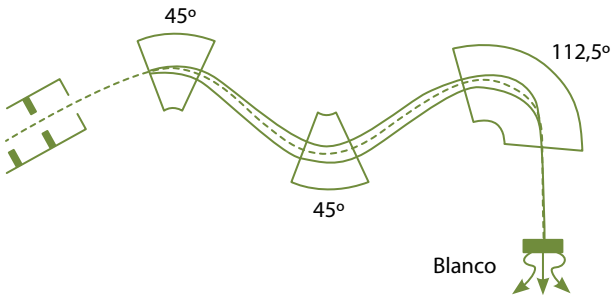

Figura 21. Desviación de 202,5º. Adaptada de (Thwaites y Tuohy, 2006), con permiso.

Se han diseñado diferentes sistemas de desviación con unos ángulos de 90º, 270º y 202,5º (Figuras 20 y 21). Aunque la más sencilla es la primera no es acromática, en ella los electrones de menor y mayor energía son desviados de forma diferente resultando un punto focal de forma elongada en la dirección longitudinal, lo que conduce a un foco de forma elíptica. La desviación de 270º es acromática y corrige el efecto anterior pero el problema que tiene es que es bastante voluminosa. La desviación de 202,5º también es acromática y ocupa menos espacio que la anterior. Consta en realidad de tres sectores (45º – 45º – 112,5º) resultando una desviación total de 202,5º.

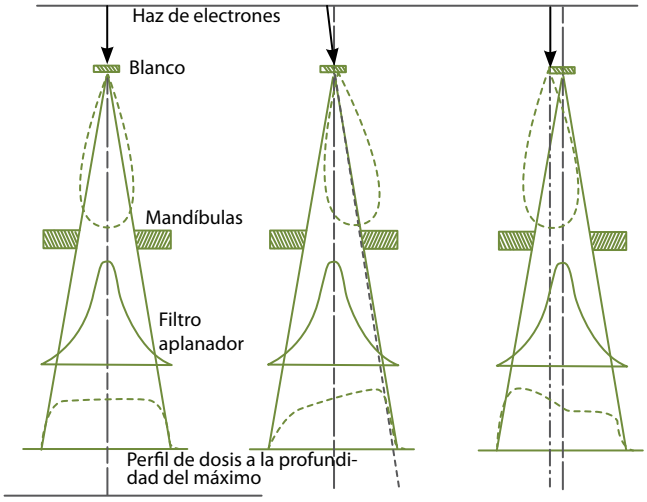

Figura 22. Efecto producido en el haz de RX cuando los electrones inciden en el blanco correctamente (Figura izquierda) respecto a incidir oblicuamente (Figura central) o incidir fuera del centro (Figura derecha). Adaptada de (Karzmark y cols., 1993), con permiso.

En la figura 22 podemos ver distintas situaciones que se pueden presentar si el haz de electrones no llega de forma adecuada al blanco donde se producen los rayos X. A la izquierda se muestra la situación correcta. El perfil de dosis absorbida resultante se representa en las curvas a trazos de la parte inferior de la figura. En la imagen central y derecha el perfil de dosis absorbida no es homogéneo como consecuencia de incidir el pincel de electrones procedente de la desviación magnética inclinado sobre el blanco o desviado de su parte central.

5.7. Producción de un haz extenso de RX

Hasta ahora hemos visto que los electrones originados en el cañón son acelerados en la guía de ondas aceleradora a la energía deseada, de donde salen, en forma de un haz estrecho, hacia el sistema de desviación para producir posteriormente haces extensos de RX o de electrones en el cabezal de la unidad según el modo de tratamiento seleccionado.

En la figura 23 se muestra un esquema de los componentes existentes en el cabezal de un acelerador para producir RX. En primer lugar se producen los RX de frenado tras interaccionar los electrones con el material que constituye el blanco. Tras él se sitúa el colimador primario de RX. Éste define el mayor campo circular disponible y consiste en un bloque de tungsteno en el que se ha mecanizado una abertura cónica cuyos extremos se proyectan por un lado en el blanco y por el otro en el filtro o cono aplanador. La combinación de blanco / filtro aplanador ha de ser la adecuada y la homogeneización del haz requiere un filtro-cono diferente para cada energía de RX.

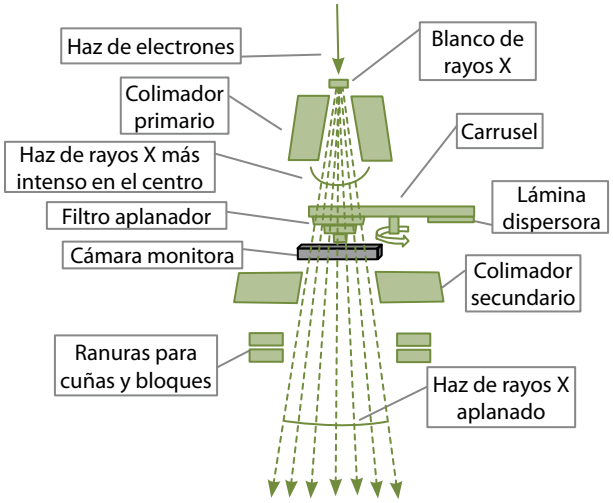

Figura 23. Esquema del cabezal de un acelerador para producir RX.

5.7.1. Blanco de RX y cono aplanador.

En el rango usual de energías los RX se producen en el blanco en la misma dirección que llegan los electrones. Para una energía de electrones dada, el espectro de RX generado en el blanco depende de su número atómico y de su espesor, debido al alcance de electrones en el material. Si el blanco es delgado, la energía media de los fotones producidos es mayor que si fuera grueso pero el número de RX producidos es menor y, además, existe un flujo

no deseado de electrones hacia el filtro aplanador. Estos electrones pueden ser absorbidos con un material de bajo número atómico, situado tras el blanco, de forma que el haz no se endurezca y que la producción de neutrones sea despreciable.

En los aceleradores se trata de conseguir un campo de tratamiento de RX homogéneo ("aplanado") con un diámetro típico de 50 cm a distancia fuente-superficie de 100 cm, lo que se corresponde con que el ángulo que forma el eje del haz con la recta que une la fuente con el extremo de un radio de dicho círculo sea de 14º. Eso implica que el material y el espesor elegido, tanto del blanco como del cono aplanador, han de ser adecuados para que la distribución de la tasa de fluencia de energía del haz y su energía media estén optimizadas para ese ángulo. Un ángulo de 14º permite tener campos cuadrados de unos 35 cm de lado, con esquinas cuadradas (cuadrado inscrito en el círculo) o de 40 cm de lado con las semidiagonales recortadas unos centímetros (cuadrado de lado mayor que el inscrito).

Para energías de hasta 10 MeV el mejor compromiso entre la tasa de fluencia del haz producido y su penetración se consigue con un blanco grueso de Z alto. Para energías mayores no ocurre lo mismo. Se han realizado estudios [Faddegon y cols., 1990; Podgorsak y cols., 1974] que muestran que en la dirección hacia delante y entre ± 15º el rendimiento de producción de RX es, en primera aproximación, independiente de Z e incluso algo más alto para blancos de bajo Z como el aluminio (en comparación, por ejemplo, con el plomo). Además, para electrones con energía cinética mayor de 15 MeV, en el eje central la energía efectiva producida por un blanco de bajo Z es mayor que la de un Z alto. Para todos los blancos, independientemente de su Z, la energía efectiva del haz de fotones es mayor en la dirección hacia delante (ángulo 0º) que al alejarse del eje.

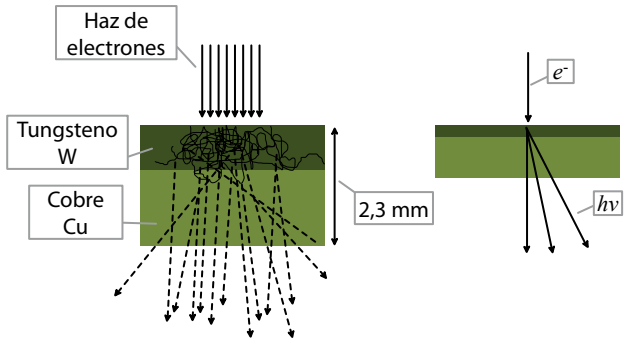

Figura 24. Esquema de un blanco con dos capas de material de distinto Z.

El problema de los blancos con baja densidad es que el alcance práctico de los electrones en ellos es largo y, en consecuencia, deben ser gruesos. Por ejemplo, para electrones de 25 MeV, se necesitaría un espesor de aluminio de ≈ 5 cm, lo que es difícil de incorporar en el cabezal. Ha sido necesario buscar un compromiso usando Z intermedios como el cobre.

En los aceleradores actuales es frecuente usar un blanco con dos capas (Figura 24), la primera con un material de alto número atómico y con un espesor adecuado para no atenuar la energía media de los fotones, y, la segunda, con un material de número atómico más bajo (Cu-Al) para absorber los electrones producidos y no endurecer el espectro de RX.

El cono aplanador es un filtro diseñado para que la tasa de fluencia de energía o la tasa de dosis absorbida en el material de interés (agua) sea razonablemente constante en toda la anchura del haz. Es decir, su finalidad es producir un haz de RX con una homogeneidad adecuada (Figura 25). Los inconvenientes de usar un material de alto número atómico en el cono es que puede filtrar los RX de alta energía y que la producción de neutrones es mayor. El "ablandamiento" del haz si se usa un cono de Z alto se debe a la atenuación por producción de pares ya que aumenta el coeficiente de atenuación en un rango de energía por encima de 3 MeV. Con un material de Z bajo, el coeficiente de atenuación se mantiene constante. Para alta energía usar materiales de Z bajo es lo mejor en cuanto a penetración del haz. El problema que se plantea es la altura que debería tener entonces el cono ocupando un gran espacio en el cabezal. El mejor compromiso se obtiene a energías altas con Z intermedios como el cobre o acero inoxidable.

Por otra parte, para un cono dado, el "aplanamiento" sólo es posible a una profundidad, por lo que, al diseñar su forma, hay que buscar un compromiso entre el "sobreaplanamiento"/"subaplanamiento" a otras profundidades. La posición del cono respecto al eje del haz es crítica para lograr el efecto buscado.

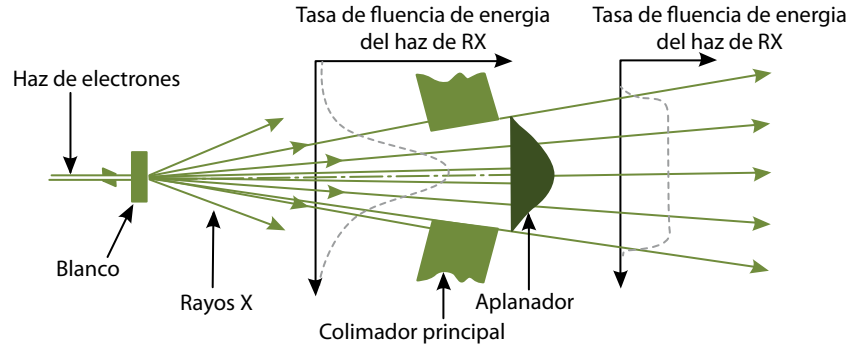

Figura 25. Efecto del cono aplanador sobre la tasa de fluencia de energía del haz de fotones.

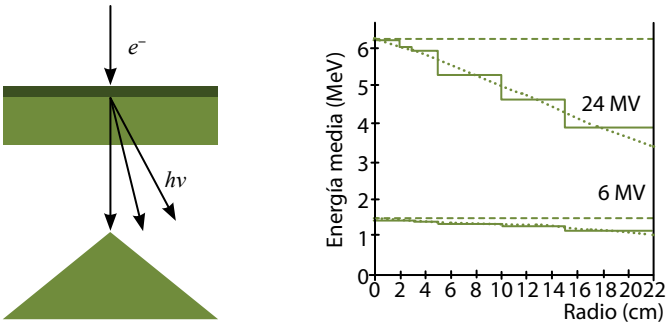

Figura 26. Distribución radial de la energía debido a la forma del cono para dos haces de 6 y 24 MV. Adaptada de (Sätherberg y cols., 1996), con permiso.

Existen estudios [Vassiliev y cols., 2006; Fu y cols., 2004] para el caso de aceleradores dedicados exclusivamente a técnicas de terapia mediante modulación de intensidad (IMRT) en los que no hay cono ya que el filtro es sustituido por una modulación adecuada del haz que compense la mayor tasa de fluencia de energía del haz de fotones en la zona cercana al eje del haz. Tampoco tienen cono otras máquinas introducidas en los últimos años como son el Cyberknife y el Tomotherapy de los que se hablará más tarde en este tema, lo que influye en el espectro de RX obtenido, más "blando" que el de un acelerador normal de la misma energía.

En la figura 26 podemos ver la variación de energía del haz que se produce en su dirección radial debido a la forma del cono para dos energías diferentes de RX [Sätherberg y cols., 1996].

5.7.2. Colimador de RX

El cabezal del acelerador dispone de dos colimadores: primario y secundario. Del primario ya hablamos al principio del apartado 5.7, tiene forma de cono y su material es wolframio que ocupa menos que el plomo y atenúa la energía de los neutrones mejor.

El colimador secundario se fabrica de plomo, wolframio o uranio empobrecido. Limita la transmisión de los RX a 0,5-1%. Está formado por dos pares de mordazas (mordazas X y mordazas Y) con su superficie interna diseñada para ser casi tangencial a la radiación y, así, reducir la penumbra. Los aceleradores actuales permiten el movimiento independiente de cada una de las cuatro mordazas de forma que se pueden formar campos asimétricos y hemicampos.

Un tipo especial de colimador es el multilámina (MLC, "multileaf collimator") formado por dos series enfrentadas de láminas contiguas para permitir formar campos de forma irregular. El MLC puede colocarse sustituyendo a las

mordazas superiores del sistema de colimación (diseño adoptado por Elekta), a las inferiores (adoptado por Siemens) o bien usando el *MLC* como colimador terciario (adoptado por Varian). Los lados de las láminas son divergentes respecto al foco y la unión de una lámina con la adyacente está diseñada para disminuir la transmisión de la radiación entre las uniones. En la figura 27 se muestra en (a) y (b) un esquema del colimador *MLC* de un acelerador Primus (Siemens) y en (c) las diferentes formas de encajar las láminas contiguas de un *MLC* según los fabricantes.

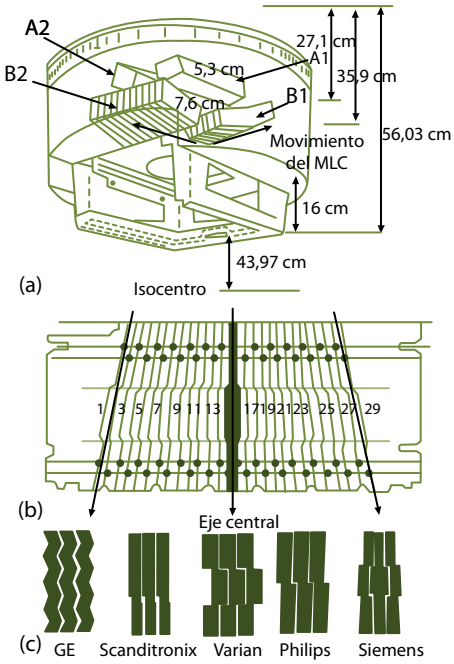

Figura 27. Colimador multilámina. Adaptada de (Fu y cols., 2004), con permiso.

La forma y el número de las láminas también difiere según el fabricante [AAPM, 2001]. En algunos, la forma del borde final de la lámina es redondeado (Elekta, Varian) y en otros es plano (Siemens). En este último las láminas describen un movimiento circular de forma que su borde final está focalizado manteniendo la divergencia geométrica respecto al foco. El colimador más reciente introducido por Siemens se aparta de esta geometría [Tacke y cols., 2008]. Los haces colimados con *MLC* de distintos fabricantes presentan distintas características que han sido estudiadas por (Huq y cols., 2002). Se han fabricado *MLC* con distintas anchuras de láminas, cuyos tamaños proyectados en el plano del isocentro varían desde 1 cm a pocos mm, siendo usados los de láminas más estrechas en algún tratamiento no estándar, como por ejemplo, el estereotáxico.

5.7.3. Modificadores del haz de RX. Cuñas

Su finalidad es producir un gradiente en la tasa de fluencia energética del haz. Existen diferentes tipos de cuñas. Las primeras que se usaron son cuñas físicas, que, a su vez, pueden ser de dos tipos: motorizadas internas (también llamadas universales) y externas. Las primeras se sitúan debajo de las cámaras monitoras, suelen ser de wolframio y tienen una angulación de 60º. Para conseguir en el haz el efecto de usar una cuña de ángulo menor se combina, al efectuar la irradiación, un haz abierto, sin cuña, con otro con la cuña de 60º, en la proporción que interese. Las cuñas externas, se insertan en una ranura del cabezal y se pueden fabricar con distintos materiales (plomo, acero) y con diferentes ángulos. En la figura 28 se puede ver la ubicación de la cuña según sea interna o externa.

También existe un diseño de un acelerador (la cuña "omniwedge" de Elekta) que dispone de una cuña motorizada en una dirección del campo de radiación y una dinámica en la otra. Así se pueden combinar dos campos con cuña ortogonales con un campo abierto para producir un campo con cuña con orientación y ángulo arbitrario [Milliken y cols., 1996].

Posteriormente, al aparecer en el mercado aceleradores que permitían el movimiento independiente de las mandíbulas que forman el colimador, surgieron las cuñas virtuales o dinámicas, en las cuales el movimiento de una de las mandíbulas durante la irradiación simula el efecto que haría una cuña física. Se puede variar la velocidad de movimiento de la mandíbula a lo largo del recorrido o mantenerla constante y variar la tasa de dosis absorbida a lo largo del mismo. En los aceleradores suele existir la posibilidad de elegir entre distintas angulaciones de cuñas virtuales o dinámicas programadas previamente.

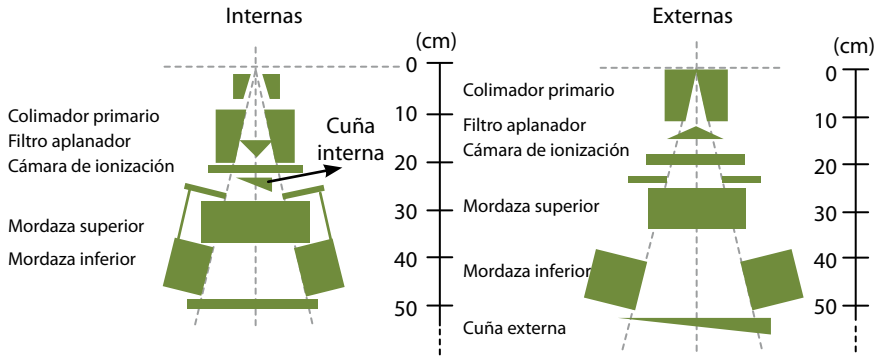

Figura 28. Distintos tipos de cuñas físicas.

En unos aceleradores el movimiento de las mandíbulas parte de estar abierto y en otras, como es el caso de Siemens, casi cerrado (abierto 1cm). El número de unidades monitor (UM) que el acelerador administra respecto al que se introduce por el usuario en el pupitre de control varía también de unos fabricantes a otros, lo que conduce a una gran diferencia del factor cuña (razón entre la dosis absorbida con cuña y sin cuña en un mismo punto del eje central del haz y para las mismas UM) y de su variación con el tamaño del campo de irradiación. Por ejemplo, en el caso de Varian la dependencia con el tamaño de campo es grande y en el caso de Siemens y Elekta es pequeña pero en el primero de ellos el factor cuña tiene un valor cercano a la unidad, hecho que no ocurre en el segundo. Los distintas métodos adoptados según los fabricantes pueden consultarse en las siguientes referencias [Klein y cols., 1995; Milliken y cols., 1996; Phillips y cols., 2000; Van Santvoort, 1998; Zhu y cols., 2000].

El inconveniente de las cuñas físicas es que producen "endurecimiento" del haz debido a una mayor absorción de los fotones de baja energía. Desde el punto de vista del trabajo diario, también es más laborioso tener que entrar a la sala de tratamiento a colocarlas así como el hecho de que se manipula un objeto pesado. Algunas otras ventajas adicionales de las cuñas no físicas son [Metcalfe y cols., 2007]:

- Mediante una adecuada programación se pueden crear cuñas en ambos sentidos, es decir, no es necesario girar el colimador 180º o entrar a la sala de tratamiento a invertir la posición de la cuña.
- El espectro del haz de radiación se puede considerar que no varía, a diferencia de lo que ocurre en las físicas cuyo espectro es endurecido.
- La dosis absorbida por el paciente, fuera de la zona no cubierta por el haz de radiación directo, es menor.

5.8. Producción de un haz extenso de electrones

Existen dos modos diferentes de producir un haz extenso de electrones a partir del haz estrecho que emerge de la sección de aceleración, bien dispersándolo o bien realizando un barrido en toda el área de interés mediante un campo magnético alterno.

En el caso de dispersión, que es el usado habitualmente en los aceleradores actuales, la lámina difusora que se usa debe cumplir un compromiso entre tener un espesor lo suficientemente grande para provocar una dispersión adecuada y lo suficientemente pequeño para que la pérdida de energía de los electrones y la contaminación del haz con RX sean pequeños. Al depender de la energía de los electrones el espesor que logra ese compromiso, cada energía de electrones requiere un dispersor adecuado.

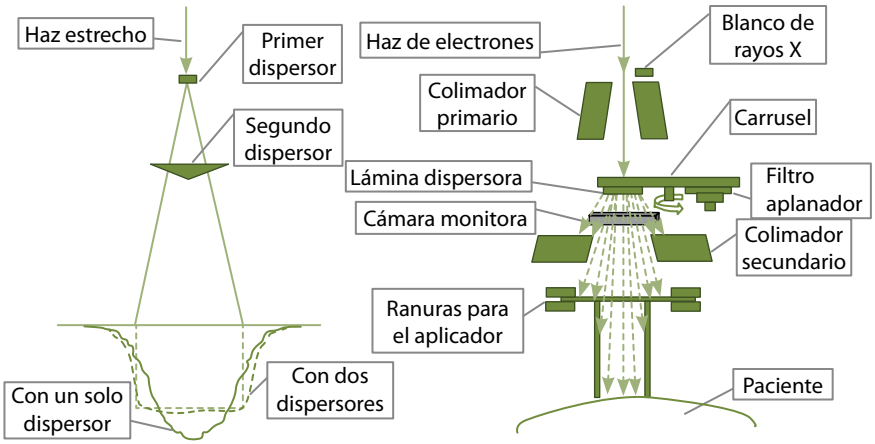

Figura 29. Izquierda: efecto de usar doble lámina dispersora sobre el haz de electrones. Derecha: cabezal de un acelerador en modo electrones.

El método de la lámina dispersora presenta los siguientes inconvenientes: a) Tasa de fluencia variable en el plano perpendicular al eje del haz, que conduce a una distribución de radiación no homogénea, b) Reducción de la energía del haz, c) Aumento de la anchura del espectro energético, d) Mayor producción de radiación de frenado (contaminación por RX), e) Mayor dosis absorbida en superficie. Estos inconvenientes ocurren sobre todo en máquinas con una sola lámina dispersora y con alta energía. La solución que se ha buscado para evitar los problemas señalados es usar una doble lámina dispersora de espesor variable (lo menor posible), de forma que la primera, de material con número atómico elevado, produzca una dispersión máxima y una pérdida de energía mínima, conduciendo así a una distribución de tasa de fluencia energética gaussiana. La misión de la segunda lámina es aplanar el haz volviendo a dispersar la porción central del mismo (véase la figura 29). Esta segunda lámina se fabrica con material de número atómico menor, y su forma presenta un espesor más grueso en el centro. El conjunto de las dos láminas es algo similar a un botón de material con alto número atómico sobre una lámina con bajo número atómico.

La homogeneidad del haz mejora al tener en cuenta los electrones dispersados en los bordes laterales de los aplicadores de electrones, que se puede modificar cambiando las posiciones del colimador de RX para los conjuntos energía electrones-tamaño aplicador, como se menciona más tarde en el apartado 5.8.1.

A la derecha de la figura 29 también podemos ver el esquema de un cabezal que actúa en modo electrones mediante dispersión del haz.

5.8.1. Aplicadores de electrones

Los electrones, tras atravesar las láminas dispersoras interaccionan con los materiales de alto número atómico del cabezal. Sus dispersiones producen RX, que "contaminan" el haz de electrones y hacen que el borde del haz no sea nítido. Para evitarlo, se colima el haz usando aplicadores que se sitúan cerca de la superficie del paciente, fabricados con un material de bajo número atómico, como aluminio, y con espesor inferior al alcance de los electrones en ese material ya que las partículas llegan a las paredes del aplicador oblicuamente. El espesor requerido es aproximadamente la tercera parte del alcance de los electrones.

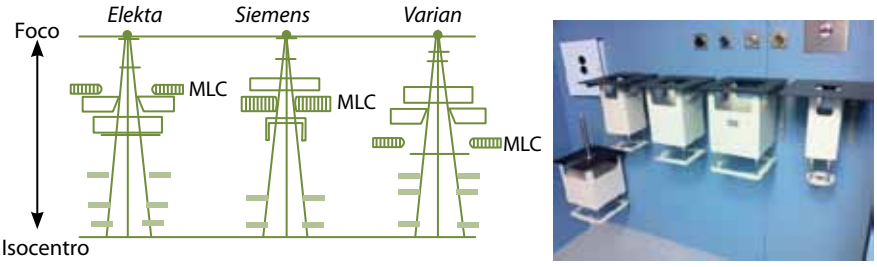

Figura 30. Izquierda: diseños de aplicadores de electrones. Adaptada de (Tacke y cols., 2008), con permiso. Derecha: aplicadores de Siemens.

El diseño y el material de los aplicadores varía entre los distintos fabricantes. Por ejemplo, Siemens fabrica aplicadores parcialmente cerrados con aluminio y dos diafragmas, el inferior con un material con alto contenido en plomo y el superior con una combinación de acero inoxidable y aluminio. Varian los fabrica con paredes abiertas y tres diafragmas, el inferior de acero inoxidable y los restantes de una aleación de zinc, y Elekta elige fabricar los tres diafragmas de los aplicadores con capas de plomo y aluminio. En la figura 30 se muestra, a la izquierda, el esquema de distintos diseños de colimación según el fabricante y, a la derecha, los aplicadores de un acelerador fabricado por Siemens.

Al insertar un aplicador de electrones, las mandíbulas de los colimadores secundarios definen un determinado tamaño de campo en el isocentro. Este tamaño varía entre distintos fabricantes. Por ejemplo, en el caso del modelo Primus de Siemens depende sólo del tamaño del aplicador de electrones que se inserta mientras que en las unidades de Varian depende del tamaño de aplicador pero también de la energía. Lo mismo ocurre en las unidades fabricadas por Elekta. La apertura de las mordazas de los colimadores secundarios influye en la cantidad de radiación que llega a los diafragmas y, por lo tanto, en la radiación dispersa que se genera en los aplicadores.

Los aplicadores deben estar situados directamente sobre la superficie del paciente o cercanos a ella para conseguir una homogeneidad aceptable del haz. El efecto de la distancia a la superficie del paciente lo podemos ver en la figura 31, que muestra un perfil de dosis absorbida en distintos casos. Así, sin el aplicador, usando sólo el diafragma de fotones resulta un perfil con una penumbra grande. Cuanto más cerca está el aplicador de la superficie de entrada se obtiene la penumbra más estrecha, por lo que, desde el punto de vista práctico, si se desea una distancia mayor para evitar que choque el colimador con distintas partes del cuerpo (por ejemplo, hombros en la región de cabeza y cuello) la penumbra aumenta debido a la amplia distribución angular de electrones que hay a la salida del aplicador.

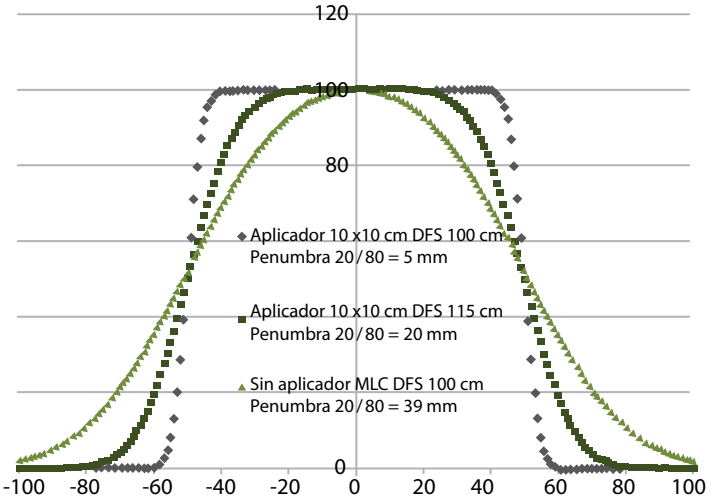

Figura 31. Efecto de la distancia del aplicador sobre la distribución de dosis absorbida.

En los últimos años se ha estado investigando el uso de un colimador multilámina para electrones ($eMLC$). Se han propuesto dos métodos, uno de ellos consiste en usar los MLC de fotones en una atmósfera de helio para reducir la dispersión de los electrones en el aire [Karlsson y cols., 1999] y el otro método es usar un MLC diseñado específicamente para colimar electrones. El problema que puede haber es la posible colisión con el paciente si se coloca cerca de su superficie [Lee y cols., 2000; Hogstrom y cols., 2004; Ravindran y cols., 2002]. Se han investigado [Du Plessis y cols., 2006] las características de un haz de electrones colimado con un MLC de RX, siendo éstas mejores usando una distancia fuente-superficie menor que en el caso de RX, es decir, cuando la colimación se realiza cerca del paciente.

Se han publicado también algunos trabajos que han mostrado que, modulando también la energía de los electrones, pueden resultar más útiles en

algunos tratamientos que si se realizan con fotones [Lee y cols., 2001; Ma y cols., 2000, 2003]. En nuestro país, un grupo de trabajo viene investigando en esta línea [Salguero y cols. 2009, 2010]. Se ha publicado también una revisión de la física de la terapia con electrones que incluye las máquinas usadas y sus posibilidades futuras [Hogstrom y Almond, 2006].

5.9. Sistema de control de la dosis absorbida

Los monitores de dosis absorbida comunes usados en los aceleradores son cámaras de ionización de transmisión que controlan la salida del haz continuamente. La mayoría son cámaras selladas, con su respuesta independiente de la presión y de la temperatura. Suelen estar situadas entre el filtro aplanador (o lámina dispersora en el caso de electrones) y el colimador secundario de fotones. Para evitar la posible curvatura de la ventana de las cámaras con los cambios de presión, se rellenan de gas de modo que su presión es mayor que la atmosférica, y, para evitar la recombinación de iones, se les aplica altos voltajes colectores. En los aceleradores también puede haber dos cámaras diferentes, una para los haces de fotones y otro para los de electrones, una cerrada y la otra abierta y fabricadas con diferentes materiales, las primeras de un material cerámico y las segundas con un material adecuado para los electrones como es el Kapton.

El sistema de control de la dosis absorbida consta de dos cámaras de ionización completamente independientes (Figura 32), de modo que si la primera falla, la segunda termina la irradiación tras una pequeñísima dosis absorbida

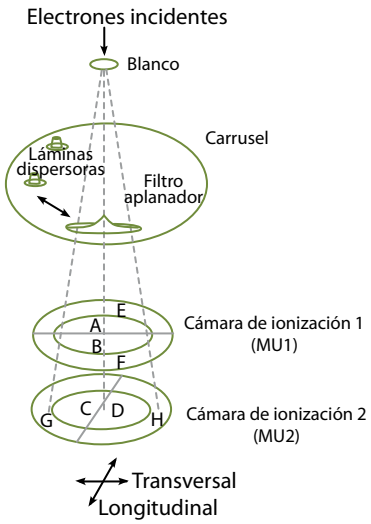

Figura 32. Esquema de la división en distintos sectores de las cámaras de ionización de un acelerador. Tomada de (Metcalfe y cols., 2007), con permiso.

adicional a la prescrita. Si fallaran las dos cámaras, un reloj adicional cortaría la irradiación. Los electrodos de las cámaras están divididos en sectores de modo que sirven como sistemas monitores separados para controlar la dosis absorbida integral, la tasa de dosis absorbida y la distribución del haz de radiación con el fin de asegurar su homogeneidad y su simetría.

También las cámaras controlan otros aspectos de seguridad. Por ejemplo, en las unidades de tratamiento multimodalidad los sistemas de monitoreo del haz son complejos. La intensidad de la corriente de un haz clínico de electrones es del orden de dos o tres órdenes de magnitud inferior que la que produce un haz de fotones. Así, la intensidad media en la ventana de electrones de un haz de RX de 6 MV es de unos 100 mA y la de un haz de electrones de 6 MeV es de 0,1 mA aproximadamente. Podría ocurrir en caso de mal funcionamiento que la intensidad de electrones prevista para producir RX no atraviese el blanco / filtro aplanador y, con motivo de seguridad, son necesarios sistemas redundantes de monitoreo que lo detecten.

Para dar la dosis absorbida deseada en un tratamiento, se selecciona en el pupitre de control el número necesario de unidades monitor (UM). Una UM se suele corresponder con la carga generada en las cámaras de ionización asociada a 1 cGy en unas condiciones de referencia de medida que habitualmente son a la distancia del isocentro, con un campo de 10 cm x 10 cm y a la profundidad del máximo.

5.10. Sistema auxiliar

Existen otros elementos en un acelerador no relacionados directamente con la aceleración de electrones pero que hacen la aceleración posible y que el acelerador funcione clínicamente.

El sistema auxiliar está formado por:

- el sistema de vacío ($\approx$13 μPa) con una bomba iónica que actúa en el cañón, generador de radiofrecuencias, la estructura aceleradora y el sistema de desviación
- el sistema de refrigeración para enfriar la guía aceleradora, el blanco, el circulador y el generador de RF. Es crítico sobre todo en la estructura aceleradora porque la variación de temperatura cambiaría las dimensiones de las cavidades y se desajustaría todo
- el sistema de presión con Freón o SF6 para las guías de onda que conduce las microondas a la estructura aceleradora
- el sistema automático de control de frecuencias (AFC) para mantener la frecuencia óptima de operación de la sección aceleradora ajustando el klystron o el magnetrón a esta frecuencia de microondas

- sistemas para mantener la seguridad de operación
- sistemas que controlan el movimiento del blanco y otros componentes que conforman el haz

Además el acelerador dispone, lo mismo que otras unidades de radioterapia, de un sistema de simulación luminosa del campo de radiación en el cabezal y de indicadores de distancia. También consta de un blindaje contra la radiación de fuga.

5.11. Enclavamientos

Para garantizar el correcto funcionamiento del acelerador, éste dispone de diferentes enclavamientos ("interlocks"), unos relacionados con las comprobaciones iniciales de la unidad antes de permitir la emisión de radiación (por ej. la temperatura del agua de refrigeración), otros que controlan la emisión de radiación (por ej. la variación de la tasa de dosis absorbida) y otros relacionados con la seguridad, tanto eléctrica como radiológica (por ej. acceso a la sala de tratamiento).

Los enclavamientos son indispensables para detectar fallos en el funcionamiento de los componentes del acelerador que influyen en los parámetros dosimétricos como pueden ser el cañón de electrones, la fuente de microondas, o los dispositivos que controlan la dirección del haz de electrones (desviación, bobinas focalizadoras) provocando cambios en la energía, homogeneidad, simetría, tasa de dosis absorbida del haz resultante. Este aspecto ha sido tratado por [Mayles y cols., 1999].

Algunos autores, entre ellos, [Karzmark y cols., 1993; Millán, 1998] han descrito los enclavamientos que actúan para mantener la seguridad de operación de los aceleradores médicos. Otra descripción de sus distintos aspectos de seguridad es la realizada por la AAPM (AAPM, 1996).

5.12. Mesa de tratamiento

Aunque la mesa de tratamiento puede parecer, a priori, un elemento con poca importancia al no influir su diseño en las características de los haces, desde el punto de vista práctico sí es importante pues un mal diseño puede limitar de forma importante la planificación de un tratamiento. Esto puede deberse bien a su tamaño, posición o bien a que contenga elementos metálicos que impidan la entrada de los haces a determinadas angulaciones del brazo. Se han diseñado mesas construidas con fibra de carbono que no tienen las limitaciones mencionadas y presentan unas características adecuadas debido a la escasa atenuación que producen en los haces de fotones.

6. Equipos de localización y simulación

El simulador es un componente importante del equipamiento usado en radioterapia. Se ha venido usando, por un lado, para localizar los volúmenes a tratar y a proteger, que hay que tener en cuenta en la planificación de un tratamiento y, por otro, para la simulación propiamente dicha del mismo. Los simuladores convencionales permiten obtener imágenes planares de RX pero actualmente se dispone de simuladores TC que permiten combinar sus imágenes con las obtenidas por medio de otras técnicas como, por ejemplo, imagen de resonancia magnética (IRM) o tomografía por emisión de positrones (PET).

6.1. Simulador convencional

El simulador convencional consiste en un tubo de RX de diagnóstico montado en un brazo que gira, simulando una geometría igual a la de las máquinas de terapia, tanto unidad de Cobalto-60 como acelerador lineal (distancia fuente-isocentro 80 cm o 100 cm respectivamente). De este modo el simulador tiene los mismos grados de libertad que la unidad de tratamiento y permite obtener imágenes en modo radiográfico o en modo fluoroscópico. En las unidades de tratamiento los campos de radiación se definen con colimadores mientras que en los simuladores se definen con marcadores de campo que permiten visualizar el volumen blanco a tratar así como los tejidos sanos cercanos. En la figura 33 se muestra un esquema de un simulador de este tipo. Un grupo de trabajo [BIR, 1989] sugirió las características que deben tener.

Actualmente se utilizan poco, ya que los simuladores virtuales mediante imágenes TC han venido a ocupar su sitio.

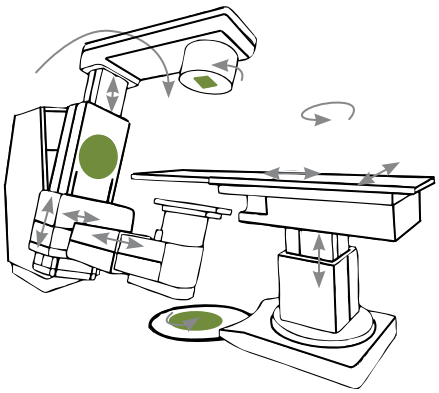

Figura 33. Esquema de un simulador convencional. Tomada de (Metcalfe y cols., 2007), con permiso.

6.2. Simulador virtual

Estos equipos son tomógrafos computarizados de RX similares a los usados en diagnóstico, con algunas características especiales para su uso en radioterapia.

- Camilla del paciente rígida y plana para que las condiciones de toma de la imagen sean las mismas que las de tratamiento.
- Gran abertura para poder tomar las imágenes en la misma posición que tendrá el paciente durante el tratamiento.
- Sistema de laser para localizar referencias en la superficie del paciente a partir de las cuales se pueda reproducir la posición del paciente sobre la mesa de tratamiento.
- Programas de simulación virtual que permitan definir un plan de tratamiento y simularlo usando radiografías reconstruidas digitalmente (DRR) a partir de las imágenes transversales TC. Estas imágenes tienen en cuenta la divergencia del haz y pueden modificarse realzando o disminuyendo los tejidos de interés, blandos u óseos.

En la figura 34 podemos ver alguna de las posibilidades que ofrece la simulación TC, como la localización y contorneo de las zonas de interés en los diferentes cortes de la imagen, obtención de imágenes DRR y reconstrucción tridimensional de los volúmenes de interés efectuada a partir de contornos tomados en las imágenes de los cortes transversales.

Es habitual que los programas de simulación virtual estén en los sistemas de planificación de tratamientos radioterápicos y éstos reciban la información del tomógrafo computarizado y, además, se puedan incorporar otro tipo de imágenes como pueden ser de resonancia magnética (IRM), tomografías por emisión de positrones (PET), etc., pudiéndose realizar una fusión entre ellas para disponer de mayor información a la hora de localizar

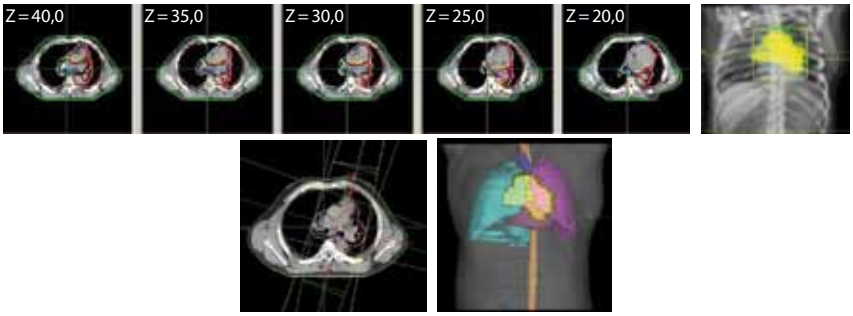

Figura 34. Algunas posibilidades disponibles en la simulación TC.

los volúmenes de tratamiento. Una vez realizada la planificación del mismo con los distintos haces de radiación a emplear, se puede proceder en el sistema a hacer la simulación virtual obteniendo imágenes DRR de los haces seleccionados y visualizando sus diferentes proyecciones sobre los volúmenes del paciente.

El estudio de los sistemas de planificación es objeto del volumen siguiente del curso por lo que no nos extendemos aquí. Una revisión de las ventajas y desventajas de la tecnología de simulación TC ha sido hecha por (Aird y Conway, 2002).

Las imágenes de simulación del tratamiento obtenidas en las condiciones de interés (es frecuente que sean dos imágenes, una de ellas a 0º y la otra a 90º ó 270º) sirven de referencia para su posterior comparación con las que se tomarán antes de iniciar el tratamiento del paciente, una vez ya colocado éste en la posición para recibirlo.

6.3. Equipos complementarios. Dispositivos de inmovilización

Para poder reproducir fielmente la posición del paciente en la mesa de tratamiento respecto a la que tenía en el momento de adquirir las imágenes TC usadas para la simulación virtual (o, en su caso, el simulador convencional) es necesario usar en ambas etapas (toma de imágenes y tratamiento) dispositivos de inmovilización que se han diseñado para distintas partes del cuerpo como, por ejemplo, los que se muestran en la figura 35.

Figura 35. Distintos dispositivos de inmovilización del paciente.

7. Equipos de formación de imagen

En la etapa de simulación del proceso radioterápico, ya sea en un simulador convencional o virtual, se obtienen imágenes, que se usan posteriormente como referencia para compararlas con las obtenidas en el momento del tratamiento y ver si la localización del volumen a tratar se corresponde con la considerada en la planificación. En la etapa del tratamiento propiamente dicho, el posicionamiento correcto del volumen a tratar del paciente es un requisito previo importante para asegurar una irradiación acorde con la planificada. Para ello resultan de ayuda los dispositivos inmovilizadores citados en otro apartado de este tema, pero hay tratamientos en que éstos no basten porque en ellos es más crítico conocer la situación real.

Para tratar de asegurar que el tumor a tratar reciba la dosis absorbida prescrita, antes de planificar su tratamiento su volumen se amplia con un margen que tenga en cuenta la posibilidad de la variación de su posición [ICRU, 1993, 1999, 2004, 2010]. Cuanto mejor sea la reproducción de la posición del volumen a tratar a lo largo de la duración del tratamiento, normalmente del orden de varias semanas, más pequeño es el margen que hay que fijar alrededor del tumor para asegurar que todo él va quedar irradiado con la dosis absorbida prescrita. También cuanto menor sea este margen mayor será el ahorro de dosis absorbida en los tejidos normales que rodean al tumor.

Por lo tanto, es necesario obtener imágenes en la posición en que se coloca el paciente para su tratamiento y compararlas con las de referencia (simulación). Con dicho fin, uno de los equipos adicionales de los que puede disponer un acelerador lineal de electrones es un sistema de formación de imagen usando como fuente de radiación los fotones generados en la propia máquina. En los últimos años, como veremos más tarde, se han fabricado aceleradores con equipos adicionales que permiten obtener imágenes con RX de energías dentro del rango usado en diagnóstico, lo que conduce a un mejor contraste de los tejidos blandos. Dichas imágenes sirven, en caso de no concordancia con la imagen de referencia, para corregir la posición de la mesa de tratamiento y recentrar el volumen a tratar en su posición correcta.

Antes de desarrollar los distintos métodos de obtener imágenes expondremos brevemente la terminología usada según los distintos tipos de imágenes que se hacen.

Las imágenes de la zona del paciente que se irradia, tomadas con el haz de tratamiento se llaman portales. Permiten ver y cuantificar la posición de estructuras anatómicas en el campo de radiación. Como fuente de radiación se usa normalmente el haz de fotones de menor energía de la propia unidad de tratamiento. Pese a ello, el contraste de la imagen es menor que el de la imagen diagnóstica con RX que se hace con fotones de mucha menor energía.

Existen dos tipos de imágenes portales:

- De localización. Se toman antes de iniciar el tratamiento, suministrando una dosis absorbida pequeña. Su finalidad es comprobar que la irradiación del paciente se va a llevar a cabo según lo planificado previamente, para lo cual, esta imagen se compara con la obtenida en la simulación del tratamiento o con la radiografía reconstruida digitalmente en un sistema de planificación.
- De verificación. Es una imagen formada acumulando la información durante toda la duración del tratamiento a través del haz considerado. Su finalidad es comprobar que la irradiación del paciente se ha llevado a cabo según lo planificado previamente.

Actualmente es el primer tipo el que se suele usar. Para obtener una imagen de localización es frecuente emplear la técnica de doble exposición, que consiste en obtener la información en un doble paso, uno de ellos usando un tamaño de campo de dimensiones seleccionadas, por ejemplo las del campo de tratamiento, y, el otro, con unas dimensiones más grandes que permitan visualizar estructuras anatómicas que ayuden a compararla con la imagen de referencia.

Las imágenes portales se realizaban antiguamente con películas introducidas en chasis y colocadas en sándwich entre una placa frontal metálica, de 1 mm de cobre aproximadamente, y otra posterior metálica o plástica. La primera genera electrones de alta energía que llegan a la película y, además, absorbe los fotones de baja energía. La segunda sirve como retrodispersor de electrones y ayuda a asegurar un buen contacto de la película con los materiales que la rodean. Se logró una mejora de las imágenes de localización con la introducción de nuevos sistemas chasis-películas específicos para verificación en radioterapia [Langmack y Goss, 1999]. Por ejemplo, las películas Kodak EC-L ("Enhanced constant localization") tienen grano fino, velocidad muy baja y alta gamma y se colocan en sándwich entre dos pantallas de fósforo dentro de un chasis especial que lleva incorporado una placa frontal de cobre de 1 mm de espesor aproximadamente. En los últimos años la tendencia de las películas convencionales, lo mismo que ocurre en el caso del Radiodiagnóstico, ha sido a desaparecer siendo sustituidas por métodos digitales.

Una forma de obtener imágenes portales sin película, consiste en usar una lámina de fósforo fotoestimulable que almacena una imagen latente que, posteriormente, se escanea con un haz laser para que el fósforo emita luz , sea detectada, se convierta en señal eléctrica y ésta se digitalice [Wilenzick y cols., 1987]. Diversas casas comerciales han diseñado sistemas de este tipo que tienen la ventaja sobre las películas de poder ser tratadas digitalmente para mejorar su interpretación y de ser archivadas cómodamente en un ordenador.

7.1. Dispositivos electrónicos de formación de imagen portal (EPID)

El principal inconveniente de la formación de imágenes con películas es el tiempo que transcurre desde que el paciente está colocado en la mesa de tratamiento hasta que la imagen, tomada a continuación, esté lista para su análisis. Este proceso laborioso dura varios minutos durante los cuales el paciente debe permanecer inmóvil. Además, las imágenes pueden presentar sobre o subexposición.

Las imágenes tomadas usando una lámina de fósforo fotoestimulable también necesitan un tiempo adicional hasta su lectura y visualización si el dispositivo para ello no se encuentra cercano a la unidad de tratamiento, aunque el tiempo es menor que con las películas.

La solución a este problema es usar dispositivos electrónicos de formación de imagen portal (EPID, "Electronic Portal Image Devices") que permiten ver la imagen de forma inmediata a su adquisición [Langmack, 2001]. Aunque, en principio, empezaron a usarse como meros sustitutos de las imágenes portales, se pueden usar también para explotar las numerosas ventajas que ofrecen las imágenes digitales, como por ejemplo, usarlos como dosímetros [Winkler, 2007], o para control de aceleradores [Budgell y Mackay, 2007] o para verificar la inmovilidad del paciente y detectar movimiento de órganos.

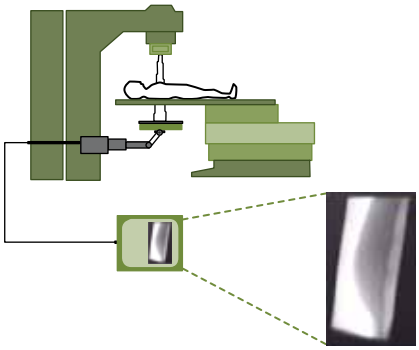

Figura 36. EPID de la primera generación. Tomada de Pouliot J.

Existen diferentes tipos de EPID que han ido evolucionando:

- Los formados por una placa metálica más una pantalla de un compuesto de fósforo acoplada a una cámara de TV. El papel de la placa metálica es, por un lado, convertir los RX incidentes en electrones que llegan al fósforo, y, por otro, absorber los RX de baja energía que disminuirían el contraste de la imagen. El papel de la pantalla es convertir los RX primarios en electrones y transformar parte de la energía de los electrones en luz. En la figura 36 podemos ver un esquema de un sistema de este tipo.

- Los formados por una matriz de cámaras de ionización u otros detectores. Estos equipos son más compactos que los anteriores y no provocan distorsión geométrica de la imagen.
- Detectores de panel plano ("active matrix, flat-panel imager", AMFPI). Estos equipos, los más modernos, suministran una buena calidad de imagen y permiten obtenerla con una dosis absorbida muy pequeña. Usan circuitos integrados de gran superficie llamados matrices activas. Hay dos métodos de detección de los rayos X para formar la imagen digital, el directo y el indirecto.

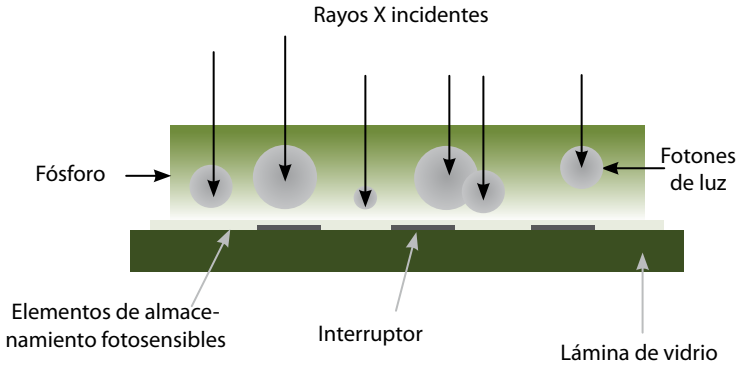

Figura 37. Detector de panel plano de detección indirecta. Adaptada de Pouliot J.

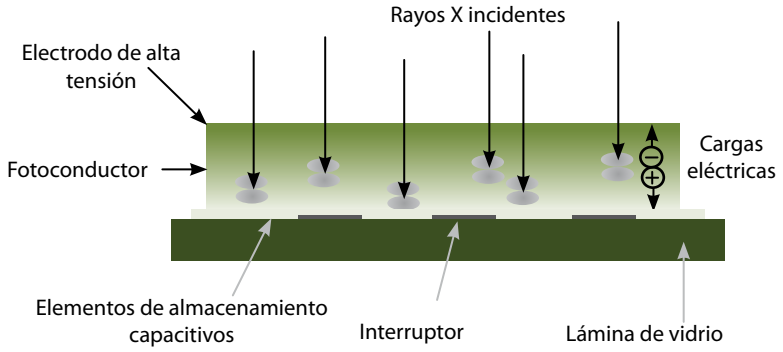

Figura 38. Detector de panel plano de detección directa. Adaptada de Pouliot J.

El método indirecto usa normalmente un fósforo para convertir los RX incidentes en luz visible que, luego, se convierte en pares electrón-hueco mediante una matriz de fotodiodos. Un esquema de este método se muestra en la figura 37.

El método directo (véase la figura 38) usa un fotoconductor, tal como el selenio amorfo (a-Se) para convertir directamente los RX en pares electrón-hue-

co. Las cargas se almacenan en los condensadores de la matriz activa durante la irradiación y luego son leidas.

En el equipo de "*flat-panel*" de detección indirecta, mostrado en la figura 38, una capa de fósforo, por ejemplo una pantalla de Gd_2O_2S: Tb (oxisulfuro de gadolinio activado con Terbio) o una estructura centelleadora, por ejemplo de CsI: Tl, está en contacto con una matriz activa. El flujo luminoso emitido desde una localización particular del fósforo proporciona información acerca de la tasa de fluencia energética del haz de RX incidente sobre la superficie del detector en ese punto. Cada píxel sobre la matriz activa tiene un elemento fotosensible que genera una carga eléctrica cuya magnitud es proporcional al flujo luminoso emitido por el fósforo en la región cercana al píxel. Esta carga se almacena en el píxel hasta que la matriz activa se lee. La magnitud de la señal de carga de los diferentes píxeles contiene la información de la imagen inherente correspondiente a las variaciones de la tasa de fluencia de energía del haz de RX incidente.

Cada píxel consiste en un fotodiodo de silicio amorfo (a-Si) conectado a un transistor de película fina ("thin film transistor", TFT). Los fotodiodos de silicio amorfo son sensibles a la luz visible, con una curva de respuesta comparable a la visión humana. La eficiencia cuántica óptica es alta y su sensibilidad tiene un pico en el verde, bien adaptado al Gd_2O_2S: Tb.

El proceso de detección es indirecto en el sentido que la información de la imagen se transfiere desde los rayos X a fotones de luz visible y luego, finalmente, se transforma en carga eléctrica.

En aplicaciones fluoroscópicas, esta secuencia continúa mientras se lleva a cabo la irradiación, permitiendo tomar imágenes en tiempo real. Incluso cuando se está leyendo una línea particular de píxeles, los restantes que se encuentran sobre la superficie de la matriz son todavía sensibles a la radiación y pueden adquirir información para formar la imagen. Aunque la matriz se lee de forma secuencial, el detector adquiere datos en una forma bidimensional.

7.2. Otros sistemas. Radioterapia guiada por la imagen

El reto de aplicar radioterapia, ajustando el haz de radiación lo máximo posible al volumen deseado, ha conducido a estrategias de tratamiento guiadas por imagen, surgiendo así el concepto de Radioterapia guiada por la imagen (IGRT, "Image-guided radiotherapy") y de 4D CRT (radioterapia conformada), donde la cuarta dimensión se refiere al impacto del tiempo en la posición / forma del volumen blanco.

Como es lógico, para abordar esta tarea es indispensable usar dispositivos de inmovilización del paciente que se han desarrollado para las distintas zonas a tratar (véase el apartado 6.3). Otro aspecto a tener en cuenta es que, a menudo,

es necesario usar marcadores internos de material radiopaco implantados en la zona de interés para poder distinguirlos claramente en la imagen. En otros casos basta con distinguir claramente las estructuras óseas que sirvan de guía para localizar la posición del órgano de interés.

Además de los sistemas de formación de imagen mencionados en el apartado anterior, posteriormente se han desarrollado otros más sofisticados. Como es sabido, el tratamiento se aplica habitualmente con cinco fracciones por semana durante varias semanas. El problema no consiste siempre en corregir sólo por los movimientos del volumen a tratar de una fracción a otra del tratamiento (movimiento interfracción) debida a diferentes causas como errores en la colocación del paciente, movimiento de sus órganos o variación en su forma de una sesión a otra (en caso de órganos abdominales), sino que en otros casos, la posición del volumen a tratar varía a lo largo de la aplicación de la propia fracción de tratamiento debido, fundamentalmente, a la respiración (movimiento intrafracción). Para corregir los dos tipos de movimiento, interfracción e intrafracción se dispone de distintas herramientas. Existen muchas publicaciones en este campo. Entre ellas [Lizuaín, 2008; Dawson y Jaffray, 2007; Jiang, 2006; Xing y cols., 2006; Metcalfe y cols., 2007; Crevoisier y cols., 2007; AAPM, 2006], así como los trabajos de muchos autores publicada en tres números especiales de la revista Medical Dosimetry de los que, dada su extensión, no se citan individualmente (ver en referencias Medical Dosimetry, 2006; 2007).

7.2.1. Corrección del movimiento interfracción

Los EPID y las películas portales permiten captar imágenes durante el tratamiento pero otros dispositivos más recientes añadidos al acelerador (LMID "linac mounted imaging device") sólo permiten tomar imágenes antes del tratamiento.

Las modalidades disponibles para detectar y corregir este movimiento son las siguientes:

- EPID: ya mencionados anteriormente que, generalmente, dan la imagen con peor calidad al hacerse con haces de megavoltaje y un detector poco sensible a estas energías. Detecta bien las marcas internas radiopacas. Tiene la ventaja de permitir la localización en tiempo real del volumen de interés.
- Dispositivos de imagen montados en el acelerador: suministran imágenes planares de RX ortogonales en modo de kilovoltaje (kV), que son proyecciones vistas desde el foco de radiación (BEV, "beam eye view"). Visualizan bien las estructuras óseas pero para los órganos blandos es mejor usar marcadores radiopacos.
- Tomografía cónica (CBCT, "cone beam computed tomography"): utiliza la tecnología de los detectores bidimensionales de que disponen los

aceleradores. Es la modalidad de radioterapia guiada por la imagen más extendida, suministrada por tres fabricantes bien sea en modo de kilovoltaje (kV) o de megavoltaje (MV).

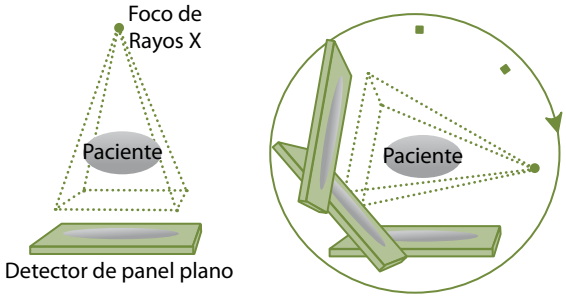

Figura 39. Esquema del fundamento de obtención de imágenes de tomografía cónica. Adaptada de (Metcalfe y cols., 2007), con permiso.

La tomografía cónica kV-CBCT consta de una fuente de RX de baja energía y un detector bidimensional montado en el brazo del acelerador con el eje del sistema de imagen de kV perpendicular (Varian, Elekta) o paralelo (Siemens) al del haz de radiación terapéutico. A diferencia de lo que ocurre en un TC convencional, donde se reconstruye un corte 2D a partir de señales de una matriz lineal de detectores, en este caso la tomografía se obtiene mediante rotación del detector bidimensional alrededor del paciente al mismo tiempo que el foco de RX. El principio se muestra en la figura 39. A partir de las diferentes proyecciones obtenidas en cada posición del detector se puede reconstruir la imagen tridimensional del paciente y, a partir de ella, cortes transversales TC. Estando el paciente en la posición de tratamiento, las imágenes TC se pueden comparar con las usadas para la planificación del mismo.

Figura 40. Acelerador Synergy (Elekta).

Figura 41. Acelerador Trilogy (Varian).

Elekta ha comercializado el sistema de kV-CBCT "*Synergy XVI* (*X Ray volume imaging*)" y Varian el "*On Board Imager, OBI*", también de kV-CBCT, compatible con los aceleradores Clinac y Trilogy (véase las figuras 40 y 41).

Siemens ha propuesto el sistema de MV CBCT "*M Vision Megavoltage Cone Beam*" compatible con los aceleradores Oncor y Primus y, últimamente, la unidad "ARTISTE" con la opción de MV- CBCT y kV- CBCT, aunque este último todavía no se ha incorporado a los equipos instalados. En él el dispositivo de imagen con RX de kV no está orientado perpendicular al haz del acelerador, como ocurre con Varian y Elekta, sino en paralelo (véase la figura 42).

La tomografía cónica de MV (MV-CBCT, "MV cone beam CT") combina un sistema de imagen portal con un detector optimizado para las energías del haz de tratamiento, y un haz con una baja tasa de dosis absorbida. El haz del acelerador y el EPID giran alrededor del paciente. Las imágenes son de calidad razonable. Siemens ofrece esta opción.

Usando esta técnica se puede estimar la dosis absorbida tras cada sesión de tratamiento [Pouliot y cols., 2005; Chen y cols., 2006].

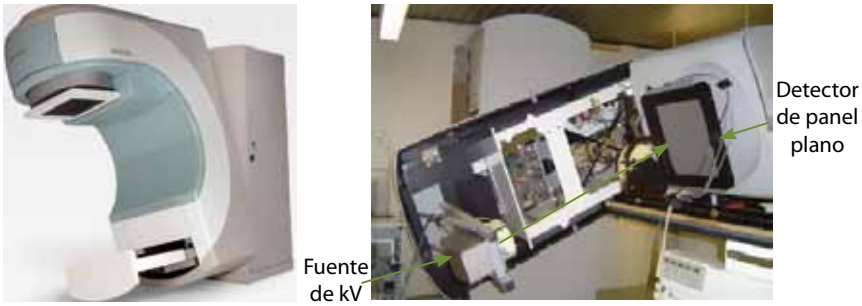

Figura 42. Acelerador ARTISTE de Siemens.

Figura 43. Primatom (Siemens).

- Escáner TC sobre railes: se trata de un escáner que se mueve sobre dos railes y comparte con el acelerador la mesa sobre la que se coloca el paciente que puede girar para tomar, antes del tratamiento, un escáner de comprobación de su posición. Es el caso del Primatom de Siemens mostrado en la figura 43.
- "*MV CT*" con haz en abanico: es el método que se utiliza en tomoterapia helicoidal que, como veremos más tarde, es una forma alternativa a la radioterapia conformada con intensidad modulada que utiliza un aparato que combina las funciones de un acelerador lineal y un tomógrafo computarizado helicoidal. El haz que produce el acelerador se colima estrechamente por un sistema de mandíbulas y, posteriormente, la intensidad del haz se modula con un colimador multilámina binario. El sistema HI-ART II (Tomotherapy Inc) (Figura 44) permite realizar imágenes tomográficas usando un haz de radiación cuya energía se reduce a 3,5 MV y un detector de TC convencional para realizar imágenes TC antes de cada tratamiento.

Los dispositivos usados en MVCT tienen la ventaja de ofrecer mejores imágenes en los casos en que el paciente lleva una prótesis de hueso o un implante dental porque los materiales de Z alto no producen artefactos a las energías de megavoltaje.

También se ha propuesto otro modo de realizar la radioterapia guiada por la imagen introduciendo el concepto de tomografía "en el momento preciso" ("just in time"), que tarda menos tiempo en generar las imágenes que la técnica del "cone beam" [Pang y cols., 2005].

Con los dispositivos que permiten calcular la dosis absorbida en cada fracción de tratamiento entramos en otro concepto como es el de Radioterapia guiada por la dosis absorbida (DGRT, "dose-guided radiotherapy") que va más allá de la IGRT pues, en vez de concentrarse en realizar el tratamiento basándose en la posición del tumor, la DGRT tiene en cuenta los cambios dosimétricos en el protocolo de tratamiento. Se adapta el tratamiento según la información de la forma del tumor y de la dosis absorbida.

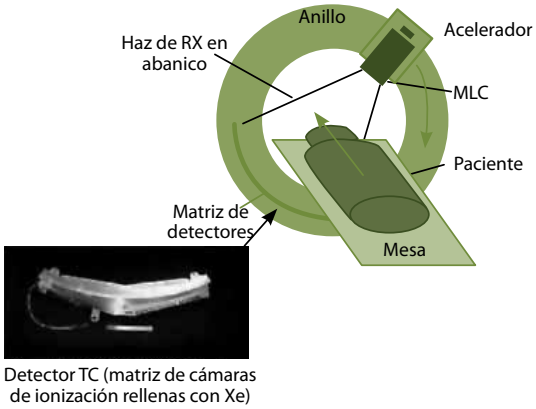

Figura 44. Esquema del método de MVCT usado en el sistema HI-ART (Tomotherapy).

Otras modalidades de radioterapia guiada por la imagen que no utilizan radiaciones ionizantes son:

- Sistema ecográfico: se utiliza en tratamientos de cáncer de próstata. La adquisición en modo B permite comparar la posición de la próstata con la que tenía en la imagen TC usada en la planificación, respecto al isocentro de la unidad. La relación de la posición del transductor de ultrasonidos con el isocentro del acelerador se realiza mediante un sistema de localización de reflectores de infrarrojos que lleva incorporado el transductor.
- Sistema de imagen tridimensional de la superficie corporal y comparación con la imagen usada en la planificación (sistema AlignRT comercializado por Vision RT Ltd).
- Imágenes de resonancia magnética (IMR): es una nueva modalidad que se está investigando. La unidad consiste en un cabezal anular con 2 o 3 fuentes de ^{60}Co con un colimador multilámina binario combinado con un escáner para formar imágenes de resonancia magnética [Kron y cols., 2006]. La elección de fuentes de ^{60}Co es para evitar posibles interacciones del campo magnético de la unidad de IRM con los campos magnéticos que se usan en los aceleradores.

Hasta ahora, las imágenes portales se han limitado a los tratamientos con haces de fotones, sin embargo, en los últimos años se está investigando explotar la presencia de la radiación de frenado presente en los haces de electrones y aprovechar la alta sensibilidad de la tecnología de detectores "flat panel" basada en el uso de matrices de silicio amorfo para generar imágenes del campo de tratamiento con los haces de electrones [Jarry y Verhaegen, 2005].

7.2.2. Corrección del movimiento intrafracción

Figura 45. Sistema Novalis Body Exac – Trac.

Los métodos existentes para detectar y poder tener en cuenta el movimiento de los órganos debido a la respiración incluyen los siguientes:

- Irradiación sincronizada con la respiración irradiando al paciente sólo en una posición del ciclo de la onda que caracteriza su respiración ("Gating"). Se irradia cuando menor es el movimiento del tumor, lo que se corresponde con el final de la espiración o de la inspiración. Es necesario conocer la posición real del tumor a lo largo del tiempo de tratamiento. Para ello se pueden emplear marcadores internos radiopacos o marcadores externos que son reflectores de infrarrojos colocados sobre la piel (también existen emisores de infrarrojos).

  Los reflectores se iluminan con diodos que emiten luz. Se puede usar una videocámara para detectar los movimientos de los marcadores en las distintas fases de la respiración. Esto mismo se hace en el momento de tomar las imágenes de TC que se emplearán para la planificación del tratamiento, permitiendo distinguir los cortes que pertenecen a cada fase del ciclo de la respiración (4D CT). Durante el tratamiento en el acelerador, una señal enviada al cañón permite irradiar sólo cuando el movimiento del tumor está dentro de un rango determinado de la onda que caracteriza la respiración.

  El sistema Brain Lab Exac Trac consta, por un lado, de marcadores reflectores de infrarrojos y dos cámaras de infrarrojos situadas en el techo a ambos lados de la mesa, y, por otro, de un conjunto formado por dos tubos de RX de kV montados en el suelo y sus correspondientes detectores de imagen de silicio-amorfo montados en el techo. Dispone de herramientas de fusión de las imágenes de kV con las correspondientes DRR. Las cámaras se usan para monitorear los marcadores reflectores de infrarrojos colocados sobre el paciente, indicativos de los movimientos del tumor. El sistema establece una correlación entre el movimiento interno del tumor con el de los marcadores usando el sistema de imagen. Dispone también de una mesa robotizada con seis grados de libertad

para adaptarse a la posición del tumor. El conjunto permite una irradiación sincronizada con la fase respiratoria en un sistema Novalis Tx. Recientemente se ha publicado un estudio [Chang y cols., 2011] evaluando este sistema de irradiación sincronizada así como otro propuesto por Varian, el RPM ("Real Time Position Managenment"), más sencillo que el primero. Se basa también en detectar la variación de la posición del tumor con el tiempo rastreando la posición de marcadores que emiten infrarrojos colocados sobre el paciente.

Otra forma de determinar la onda que caracteriza el movimiento del tumor consiste en medir el volumen de aire del pulmón que está relacionado con él. Para ello se utiliza un cinturón específico que indica la presión que se ejerce sobre él.

- Mantenimiento de la respiración: se emplean dispositivos que ayuden al paciente a mantener el volumen de aire en sus pulmones con un valor dentro de un margen determinado y se le alecciona para ello. Se utilizan espirómetros y marcadores externos para seguir el movimiento debido a la respiración. En esta forma de tratar el problema del movimiento intrafracción no existe sincronización con el acelerador, sino que es necesario observar y registrar las ondas del ciclo de respiración del paciente y parar la emisión de radiación si se sobrepasa un umbral de tolerancia.
- Terapia adaptada al movimiento ("Tracking"): es una técnica sincronizada con la respiración que rastrea la posición del tumor y la corrige a lo largo del tratamiento sin cesar la irradiación. Existen distintas formas de hacerla [Wagner y cols., 2007].

  Una de ellas es el sistema robotizado que lleva incorporado el Cyberknife (Accuray Inc., Sunnyvale, CA). Es un sistema de radiocirugía sin marco estereotáxico (véase el apartado 7.3) compuesto de un acelerador lineal que suministra haces de fotones de 6 MV, montado en un brazo robotizado y de un sistema de imagen en tiempo real conectado a una consola de fusión de imágenes. El sistema de imagen (kV) adquiere imágenes digitales de alta resolución por medio de dos detectores planos de silicio amorfo ortogonales entre sí (Figura 46). El brazo robótico se mueve con seis grados de libertad (tres traslaciones y tres rotaciones) y sigue la posición del tumor guiado por un rastreo con infrarrojos sincronizado con el sistema de imagen. Antes del tratamiento se implantan marcadores internos en la vecindad del tumor que son localizados de forma precisa por el sistema de imagen estereoscópico. Se correlaciona los movimientos de los marcadores reflectores situados sobre el paciente con el de los marcadores internos y, a partir de dicha correlación, se deduce la posición del tumor durante el intervalo de tiempo en que no se adquieren imágenes. El haz se reposiciona constantemente para seguir la posición del tumor.

Otro sistema de terapia adaptada al movimiento es el sistema Tracknife (Figura 46). En este caso lo que se mueve constantemente para adaptarse al movimiento del tumor son las láminas de un colimador. Es un sistema desarrollado por Initia Medical Technologies que combina un microcolimador con dos pares de 48 láminas cruzadas (en la dirección longitudinal y transversal del campo) con un sistema de imagen portal de pequeño tamaño. Este sistema permite detectar y seguir en tiempo real con el haz del acelerador la posición de los marcadores internos del paciente y adaptar la posición de las láminas de forma continua por medio de un desplazamiento rápido de las mismas.

Figura 46. Sistemas de terapia adaptadas al movimiento; Izquierda: sistema de imagen incorporado al Cyberknife; Derecha: sistema Tracknife.

Un aspecto que no hay que olvidar es que las técnicas de radioterapia guiada por la imagen suelen llevar asociada la consiguiente dosis absorbida en el paciente. Una publicación de la AAPM trata este tema con detalle [AAPM, 2007].

Un sistema de rastreo en tiempo real, en este caso usando radiaciones electromagnéticas, es el sistema de localización 4D Calypso, que usa como marcadores internos unos transpondedores, radioemisores de 8 mm de largo llamados Beacon, implantados en el volumen blanco, cuya emisión es captada por un detector formado por una matriz de antenas de radiofrecuencias colocado sobre el paciente, pudiéndose seguir así la variación de la posición de los transpondedores con el tiempo. El detector tiene unos marcadores ópticos en su superficie que permiten determinar su posición por medio de tres cámaras de infrarrojos fijas en la sala de tratamiento. Conociendo la posición y orientación del detector, se puede convertir la posición de los transpondedores dentro del paciente a coordenadas respecto al isocentro de la máquina. Al colocar al paciente en la mesa de tratamiento se compara la posición de los marcadores internos con la que tenían en el momento de la planificación para calcular las desviaciones existentes en las tres dimensiones del espacio. Durante el tratamiento el detector se mantiene fijo y la posición de los marcadores internos se controla de forma continua. Cuando hay una desviación por encima de un valor establecido el sistema lo señala.

8. Técnicas especiales

Las técnicas habituales de tratamientos se hacen normalmente con una distancia foco-isocentro o una distancia fuente-superficie de 100 cm, conformando los haces bien con bloques de aleación o bien con colimadores multilámina. Pero para tratar determinadas patologías existen otras técnicas no habituales como son la irradiación corporal total (TBI "total body irradiation"), la irradiación superficial total (TSEI "total skin electron irradiation"), la radioterapia intraoperatoria (IORT "intraoperative radiotherapy"), la radioterapia estereotáxica, la radiocirugía, y la radioterapia con intensidad modulada (IMRT) [Podgorsak E., 2003; Podgorsak E.,M., 1999]. En lo que sigue veremos brevemente las máquinas que se emplean en cada una de ellas.

8.1. Irradiación corporal total e irradiación superficial total

Las dos primeras técnicas citadas, TBI y TSEI, aunque se iniciaron con rayos X de ortovoltaje, se realizan habitualmente con aceleradores lineales de electrones; la corporal con haces de fotones y la superficial con haces de electrones de baja energía, pero adoptando una geometría muy distinta a la habitual ya que el paciente se situa a una distancia mucho mayor para que el haz pueda cubrir todo su cuerpo o una gran parte del mismo [AAPM, 1986, 1987]. En el caso de la irradiación superficial, para conseguir un haz con las características adecuadas de energía y homogeneidad para este tratamiento, el haz de electrones emitido por el acelerador se suele modificar, bien a la salida del mismo o antes de llegar al paciente, haciéndole atravesar una capa de metacrilato o material similar con espesor variable desde el centro hasta el borde del haz.

8.2. Radioterapia intraoperatoria

La radioterapia intraoperatoria es una técnica en la cual se irradia el volumen de interés en una sola sesión durante una operación quirúrgica, teniendo así acceso cercano al volumen a irradiar. Para realizar esta técnica con radioterapia externa (otra modalidad es usando fuentes de ^{192}Ir en braquiterapia) se suelen emplear haces de electrones de aceleradores lineales normales, cuya única característica especial es su sistema de colimación, ya que en este caso se realiza con tubos circulares de material transparente de baja densidad.

También se han diseñado aceleradores específicos para esta técnica especial de tratamiento [AAPM, 2006 bis]. Son aceleradores de pequeño tamaño, dispuestos en un sistema de transporte, como es el caso del Mobetron (Intraop. Medical Incorporated, Santa Clara, CA) o del Novac7 (Hytesys, Milán, Italia) (Figura 47) para que puedan usarse en los quirófanos [Willet y cols., 2007]. El primero es una acelerador con un brazo en arco que genera electrones de 4 – 12 MeV. El segundo es un acelerador pequeño montado en un brazo robotizado que produce electrones de hasta 10 MeV.

Figura 47. Izquierda, Novac 7; Derecha, Mobetron.

8.3. Radioterapia estereotáxica

Otra técnica de tratamiento especial es la radioterapia estereotáxica, que consiste en una irradiación focal de una lesión o tumor localizados estereotáxicamente [AAPM, 1995]. Se suelen irradiar volúmenes comprendidos entre 1 y 35 cm^3. Si la irradiación se realiza en una sola sesión la técnica recibe el nombre de Radiocirugía.

Inicialmente la técnica se aplicó en una sola sesión en lesiones intracraneales y usando un marco estereotáxico sujeto al paciente rígidamente. El desarrollo de la radioterapia guiada por la imagen ha hecho que actualmente esta técnica se pueda aplicar sin necesidad de usar marco sujeto al paciente de forma cruenta, sea reproducible en diferentes sesiones y, además, se ha extendido también a otras partes del cuerpo [Fuss y cols., 2007; Huntzinger y cols., 2007].

Para aplicar esta técnica existen unidades específicas que utilizan fuentes de ^{60}Co. Un ejemplo de ellas es la que se muestra de forma esquemática en la figura 48, una unidad "Gamma Knife" que se usa para tratamientos estereotáxicos intracraneales. Consta de 201 fuentes de ^{60}Co dispuestas en una semiesfera de forma que la contribución de todos las fuentes se suma en la zona que se quiere irradiar. Los haces se dirigen hacia las aberturas del casco donde se sujeta el marco que mantiene fija la cabeza del paciente. La actividad total de las fuentes es de aproximadamente 220 TBq (6 kCi). Dispone de 4 cascos de colimación intercambiables, con diámetros de 4, 8, 14 y 18 mm para tratar lesiones de diferentes tamaños.

En las nuevas unidades (Leksell Gamma Knife Perfexion) hay 192 fuentes de ^{60}Co que no están fijas y están agrupadas en ocho sectores que se mueven independientemente. Las fuentes se mueven solidariamente en grupos de 24

para colocarse durante el tratamiento ante el colimador adecuado (disponibles de 4, 8 y 16 mm de diámetro). El nuevo sistema de colimación permite realizar los tratamientos con mucha más facilidad.

También se realiza esta técnica con los haces de RX de un acelerador lineal usando un colimador especial formado por cilindros de material de alta densidad para colimar el haz al pequeño tamaño necesario. En la figura 49 se puede ver una imagen del mismo. Para el tratamiento se utilizan campos de fotones fijos o móviles, no coplanares.

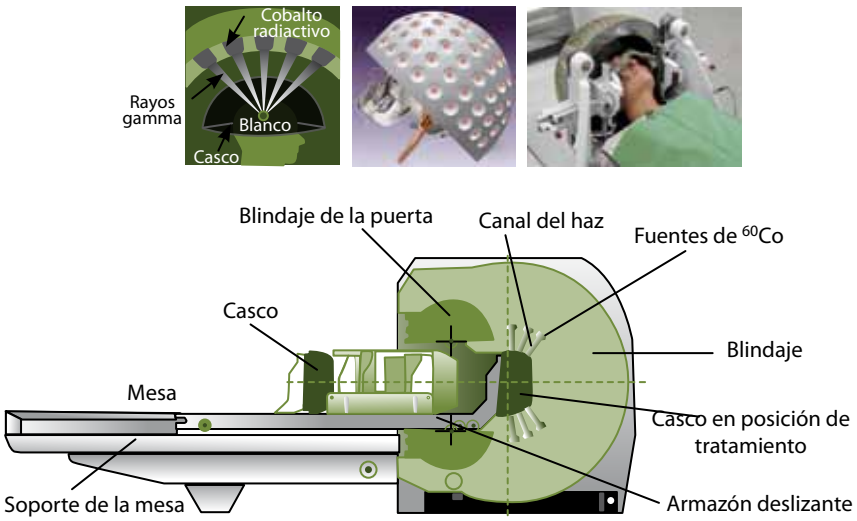

Figura 48. Esquema del Gamma Knife.

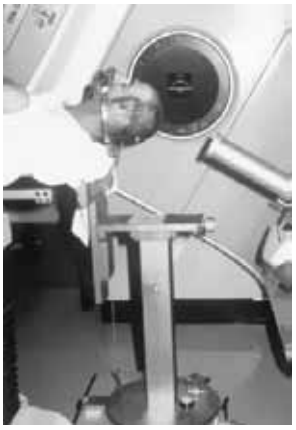

Figura 49. Colimador especial para Radiocirugía.

Figura 50. CiberKnife.

En los últimos años se ha introducido para estos tratamientos en los aceleradores colimadores multilámina con anchura de láminas del orden de milímetros. También existen aceleradores dedicados sólo a este tipo de tratamientos, como es el Novalis que dispone de un sistema de colimación con un micromultilámina con una anchura de de láminas de 3mm en el isocentro y permite un tamaño de campo pequeño de 9,8 cm x 9,8 cm.

También se han diseñado aceleradores específicos, totalmente distintos a los habituales, como el CyberKnife, ya mencionado en en el apartado 7.2.2, que se muestra también en la Figura 50. Consta de un acelerador que suministra RX de 6 MV y de un robot con seis grados de libertad que orienta el haz controlado por un sistema de imagen que sigue de forma continua la posición del volumen a irradiar [Bondiau y cols., 2007].

8.4. Radioterapia con intensidad modulada

Finalmente, la última técnica especial mencionada es la radioterapia con intensidad modulada [AAPM, 2003].

En la radioterapia conformada habitual en tres dimensiones la fluencia del haz se modifica solamente mediante el uso de cuñas o bloques protectores. En los últimos años han surgido diferentes técnicas para conseguir una modulación del haz diferente, algunas usando un acelerador lineal no específico para ellas y otras por medio de unidades de diseño específico [Fenwick y cols., 2006; Cheung, 2006].

Otra forma propuesta de conseguir la modulación es por medio de un compensador metálico, que se insertaría en el cabezal del acelerador [Xu y cols., 2002]. Este método tiene la desventaja de que requiere entrar a la sala de tratamiento a colocar el compensador específico para cada haz empleado. Por otra parte, la presencia del filtro produce una variación de las características del haz de radiación ya que el espectro se "endurece" y dicho "endurecimiento" depende del espesor del filtro, variando por lo tanto según la posición dentro del campo de radiación. El compensador también produce una dispersión del haz en él.

Los aceleradores lineales no específicos pueden conseguir la modulación del haz buscada de distintos modos.

- Una de ellas, es mediante la superposición de varias configuraciones distintas de láminas del colimadores multilámina (segmentos) con diferentes tiempos de permanencia del haz en cada posición. En ella la forma del colimador no varía durante cada irradiación. A esta técnica se le llama intensidad modulada estática o para y dispara ("step and shoot") o también MLC segmental ($SMLC$).
- El segundo modo, más complejo, es mediante el movimiento continuo de cada lámina del colimador multilámina con velocidad variable durante la irradiación, variando la forma del colimador. Recibe el nombre de intensidad modulada dinámica o ventana deslizante ("sliding window").
- Un tercer modo es el de arcoterapia con modulación de intensidad (IMAT). Es una técnica en la que a la intensidad modulada dinámica se le añade un giro del brazo en torno al paciente.
- Un cuarto modo consiste en usar un colimador binario MIMiC ("Multileaf Intensity Modulating Collimator") de NOMOS radiation Oncology Division, que es un colimador tipo rendija que se monta en el cabezal de un acelerador, actuando como un colimador terciario. Consta de dos bancadas opuestas de 20 hojas de tungsteno con una anchura de un cm en el isocentro. La radiación se aplica creando haces estrechos de intensidad variable cerrando y abriendo las láminas individuales del colimador mientras el haz de radiación gira en torno al paciente. Al terminar el giro cesa la irradiación y el paciente se desplaza para tratar otra "rodaja".

Un cambio sustancial para la IMRT ha sido la introducción de unidades con un diseño muy diferente al de un acelerador clásico. Se trata de una unidad de tomoterapia o de radioterapia helicoidal adaptada [Beavis, 2004; Ortiz de Urbina y Delgado, 2005], el sistema HI-ART II (Tomotherapy Inc.) ya mencionado en el apartado 7.2.1. Esta unidad incorpora un equipo de tomografía axial computarizada helicoidal, un acelerador con colimador multilámina y un sistema de planificación. El acelerador de 6 MV está incluido en el anillo de la unidad. Dispone de un colimador binario con un único banco de 64 hojas similar al mencionado MIMiC para colimar el haz y modular la intensidad durante el tratamiento. La anchura del haz puede variar entre 1, 2,5 y 5 cm.

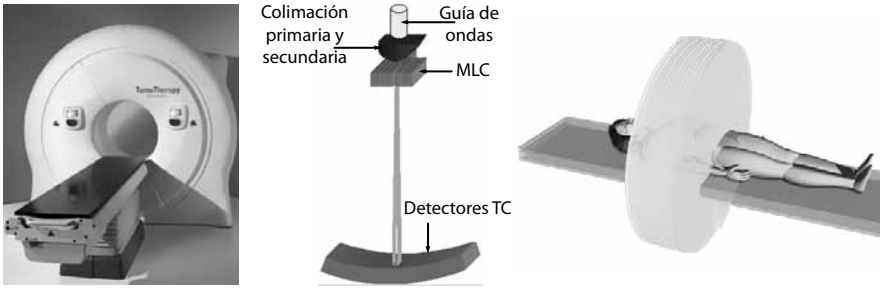

Figura 51. Unidad de tratamiento de tomoterapia helicoidal.

En la figura 51 se muestra una unidad de este tipo y un esquema de la forma en que está dispuesto un acelerador lineal de 6 MV en el sistema giratorio del escáner. La rotación continua del sistema acoplada con la traslación del paciente a través de la abertura del escáner permite realizar un tratamiento en forma de arcos helicoidales de manera similar a lo que ocurre en radiagnóstico para realizar las imágenes TC. El acelerador no contiene cono aplanador porque es una unidad dedicada a hacer tratamientos con intensidad modulada en la que se puede sustituir el papel del filtro por una modulación adecuada como ya se mencionó. Las imágenes de los campos se realizan con un haz de 3,5 MV. Antes de comenzar el tratamiento las imágenes obtenidas con el escáner TC y una aplicación informática permiten verificar la posición del tumor y ajustar la posición del paciente, pudiendo realizar así una radioterapia guiada por la imagen (IGRT).

Una revisión de la evolución de la tomoterapia a lo largo del tiempo se puede ver en [Mackie, 2006].

Finalmente, también el acelerador CyberKnife, aunque diseñado para hacer tratamientos estereotáxicos, se puede considerar también como una unidad para IMRT porque permite dirigir un gran número de pequeños haces de diferentes tasas de fluencia al volumen blanco desde diferentes ángulos.

9. Hadronterapia

Aunque, como es bien sabido, los fotones y los electrones son las radiaciones más empleadas en radioterapia, también se usan otros tipos de radiación. En general se habla de la hadronterapia para referirse a tratamientos con otras partículas no elementales formadas por quarks.

Antes de ver cómo son aceleradas las otras partículas usadas en radioterapia, expondremos brevemente las razones de su uso. La principal es que se puede mejorar el control de tumores que no responden bien a la irradiación con fotones o electrones usando otros tipos de radiación que presenten ventajas radiobiológicas, es decir, un mejor efecto diferencial entre las células tumorales y los tejidos normales, o bien ventajas de localización de la dosis absorbida en el tumor.

Es sabido que el efecto de irradiar un tumor no depende sólo de la dosis absorbida, que expresa a nivel macroscópico el depósito local de energía, sino también de la forma de transferir la radiación su energía a los tejidos, expresada a nivel microscópico por la transferencia de energía depositada por unidad de recorrido (LET "Linear Energy Transfer") y el contenido de oxígeno de los tejidos irradiados. Las radiaciones de alta LET presentan, entre otras, las siguientes ventajas: a) Son más efectivas que los electrones o fotones para dañar las células, b) El efecto de la falta de oxígeno en los tumores disminuye, c) La influencia de la posición del ciclo celular en la supervivencia es menor.

Los neutrones, iones ligeros o pesados y piones (π^-) son partículas con alta LET mientras que los fotones, electrones y protones son de baja LET. La densidad de ionización de una trayectoria de protones es similar a la de fotones de alta energía, excepto al final de su rango donde la densidad crece. Así, la eficacia biológica relativa (EBR) de los protones es similar a la de los fotones (mismas dosis absorbidas producen mismo efecto) excepto al final de su rango.

Aunque los hadrones incluyen protones, neutrones, piones negativos y núcleos de átomos (He^2, C^6, O^8, Ne^{10}, Ar^{18}, etc.) a menudo se llama hadronterapia sólo a la terapia con protones, núcleos de carbono u otros núcleos. La mayoría de los centros que la realizan están localizados en laboratorios de física de partículas, no en hospitales. Hay centros que disponen de aceleradores pequeños para tratamientos con protones de energías de 60 – 70 MeV para tratar lesiones no profundas (por ejemplo, melanomas de ojo y degeneraciones maculares) pero son más escasos los centros donde se hace protonterapia profunda. A principios de 2007 había disponibles 25 centros que pueden realizar tratamientos con protones y tres para tratamientos con iones

de carbono, dos de ellos en Japón y uno en Alemania. Están en proyecto o en vías de construcción otros centros en Europa para hacer terapia con iones. Información sobre centros que disponen de terapia con partículas se puede encontrar en la página web del grupo cooperativo de terapia con partículas [PCTOG, 2009].

En [Mayles y cols., 2007] y [Khan, 2009] hay un capítulo dedicado a este tipo de terapia.

Aunque en los últimos años la hadronterapia ha ganado interés, su uso está siendo motivo de controversia entre la comunidad científica como lo prueban los debates moderados por Orton [Schulz y Smith, 2007; Maughan y Van der Heuvel, 2008]. Otros autores han llamado al atención sobre las precauciones que hay que tomar [Goitein, 2008].

9.1. Terapia con protones e iones

Los protones penetran en la materia perdiendo energía continuamente mediante un gran número de colisiones, principalmente con los electrones atómicos. Su energía cinética se transmite al medio produciendo rayos delta y excitaciones atómicas y nucleares. Al ser los protones mucho más pesados que los electrones, tienen poca dispersión cuando penetran en el medio. Su pérdida de energía por unidad de longitud es inversamente proporcional al cuadrado de su velocidad.

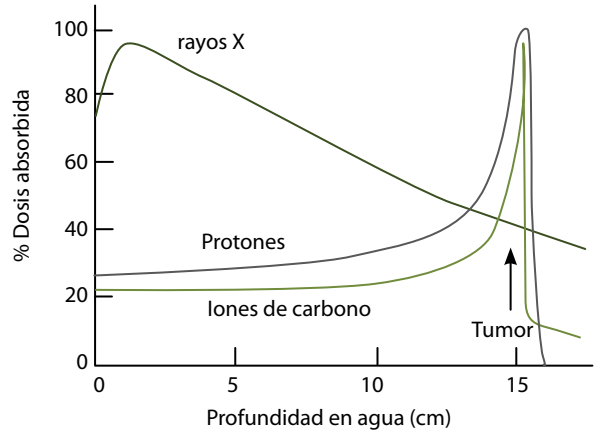

Figura 52. Picos de Bragg de protones e iones de carbono.

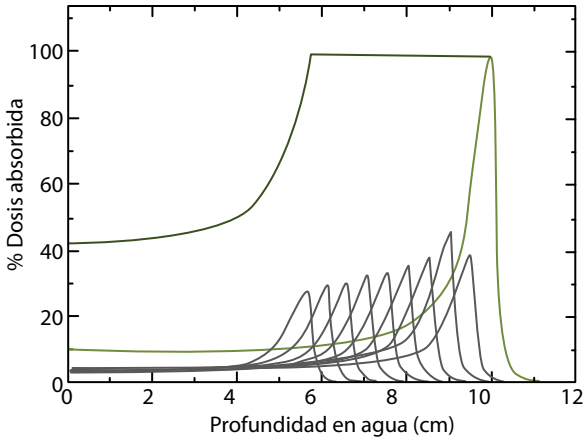

Figura 53. Ensanchamiento del pico de Bragg.

Conforme el protón pierde energía, la tasa de interacciones, y por tanto de ionización, crece hasta que, finalmente, hacia el final de su rango, se produce el pico de Bragg (Figura 52). En la figura también se muestra la curva correspondiente a los RX de un acelerador lineal, para dar una idea del orden de la diferencia. La profundidad del pico de Bragg depende de la energía inicial de los protones y su anchura de la dispersión de energía. Variando la energía del haz durante la irradiación se puede lograr la superposición de varios picos y obtener un pico extendido (SOBP, "Spread - Out Bragg Peak") más útil para el tratamiento (Figura 53). Esto puede conseguirse de dos formas, bien interponiendo un material absorbente de espesor variable en la trayectoria del haz, o bien modulando la energía del haz durante la irradiación.

Respecto a la terapia con iones, no existe unanimidad en la terminología usada ya que, al empezar a usar los núcleos más pesados que los protones, se les llamó iones pesados pero su denominación depende de la referencia para su comparación. Últimamente los núcleos con número atómico menor que diez (neón) se llaman iones ligeros, dejando el nombre de pesados para otros como el silicio y el argón.

Los iones tiene ventajas geométricas sobre los protones, con una menor penumbra lateral del haz, aunque tiene la desventaja de producir un tallo tras el pico de Bragg (véase en la figura 52 la forma de la curva a partir del pico).

Los iones tienen mayor EBR que los protones porque tienen mayor LET debido a que su masa es mayor. Aunque se han usado iones de helio y de neón, se ha encontrado que el rango más adecuado para su uso en radioterapia está entre el de los iones de litio y carbono. Estos últimos iones son los más usados actualmente. Otros iones de átomos más pesados tienen una LET muy alta ya

en las primeras capas de tejido que atraviesan y, además, cuando atraviesan la materia se fragmentan en iones más pequeños que tienen un alcance menor y producen un tallo grande en el pico de Bragg. Los iones de ^{12}C se fragmentan menos que un núcleo pesado al penetrar en el cuerpo, haciéndolo especialmente en ^{11}C y ^{10}C, emisores de radiación beta positiva y, de este modo, el ritmo y localización de la muerte celular se puede monitorear detectando los fotones de aniquilación que producen. Tras cinco minutos de tratamiento se puede chequear la distribución de dosis absorbida en el blanco mediante imágenes de tomografía por emisión de positrones (PET).

Los iones de carbono combinan las propiedades macroscópicas de los protones con las ventajas de los neutrones que tienen mayor LET. Son adecuados para tratar tumores radioresistentes ya que el blanco a alcanzar en la célula (producir la doble rotura de los cabos del DNA del núcleo) tiene un tamaño similar al espesor de ionización de un ión pesado. Según esto, iones más pesados que el carbono podrían destruir mejor el tumor pero provocarían más daño en los tejidos que lo rodean y a la entrada del paciente.

Algunos autores [Auberger y cols., 2004] han señalado que la hadronterapia con iones de ^{12}C es claramente la solución del futuro para tratar los tumores radioresistentes y logrando también una alta precisión geométrica en la irradiación. Su OER ("oxygen enhancement ratio") es cercano a 1, es decir, que la dosis absorbida para obtener el efecto buscado con la irradiación en condiciones de anoxia es similar a la necesaria en buenas condiciones de oxigenación. Su EBR puede llegar a alcanzar un valor de 4, es decir que, para la misma dosis absorbida de tolerancia de los tejidos normales, el efecto de la dosis absorbidas sobre las células cancerosas es mucho más eficiente que los fotones, pudiéndose reducir el número de fracciones y la duración del tratamiento.

La energía requerida para tratar un tumor depende de su profundidad, con protones se requieren energías entre 80 y 250 MeV mientras que con iones se necesitan energías más altas. Un haz de protones de 150 MeV puede penetrar hasta 16 cm en agua pero para alcanzar esa misma profundidad un haz de iones de carbono debe tener 3000 MeV o 250 MeV/u, siendo u la energía por nucleón.

Los únicos aceleradores que pueden acelerar los iones de carbono a las energías necesarias para tratar tumores profundos son los sincrotrones.

En centros de terapia sólo con protones el acelerador suele ser un ciclotrón, pero para acelerar iones de carbono haría falta un ciclotrón con dimensiones prohibitivas. Por eso, en centros de terapia con distintos tipos de iones, incluyendo protones, el acelerador usual es un sincrotrón.

9.1.1. Terapia con neutrones

Los neutrones pierden su energía al penetrar en la materia, fundamentalmente, interaccionando con el núcleo. Tienen mayor EBR que los protones e iones. Los neutrones rápidos tienen una penetración similar a la de los fotones (en la figura 54 podemos ver la penetración de neutrones producidos bombardeando Be con protones de 66 MeV). Son haces difíciles de colimar y no se pueden emplear fácilmente en terapia conformada.

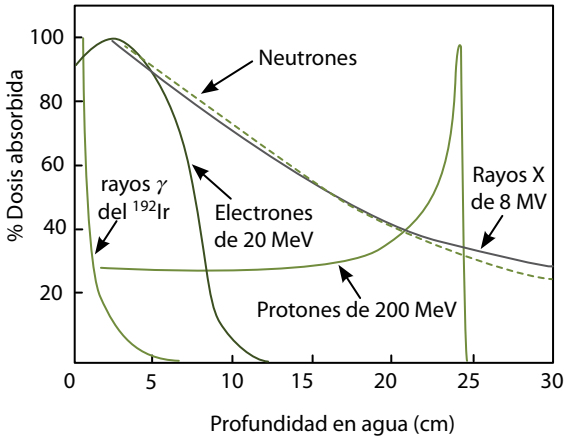

Figura 54. Penetración de los neutrones, comparados con otras radiaciones.

Se han usado en algunos tipos particulares de tumores pero actualmente no crece su uso por no haberse generalizado en este tipo de haces las ventajas de hacer tratamientos isocéntricos y de buena conformación. Su pobre distribución de dosis absorbida no ha sido capaz de conseguir una ventaja sobre los tratamientos con radiaciones de baja LET.

Sin embargo, otro tipo de tratamiento interesante con neutrones es la terapia por captura de neutrones con boro (BNCT, "Boron Neutron Capture Therapy"). Se basa en que algunos compuestos de boro se pueden acumular en ciertos tumores, particularmente en tumores cerebrales. Estos tumores se irradian con neutrones térmicos o epitérmicos según la reacción: $^{10}B(n,\alpha)^{7}$Li. Las partículas alfa producidas tienen una alta EBR y un rango muy corto en tejido (del orden de algunos mm), así no abandonan el tumor y controlan el desarrollo de los tejidos cancerosos en que se ha fijado el boro. La irradiación se realiza mejor con neutrones epitérmicos ($\approx$ 1 keV) producidos por protones de 5 MeV incidiendo sobre blancos de átomos ligeros (por ejemplo, de berilio). Aunque existen numerosas publicaciones sobre este tema, una visión general del mismo puede hacerse visitando la página web del Instituto de Tecnología de Massachusetts [MIT, 2005].

9.1.2. Terapia con piones

Los piones tienen una masa 273 veces la del electrón y 15% de la del protón. Su vida media es de 26 ns. Se producen mediante protones acelerados en un ciclotrón a 400 – 800 MeV que se lanzan sobre núcleos de berilio. Así se originan $\pi^- + \pi^+ + \pi^0$. De ellos, se seleccionan sólo los π^-.

Al penetrar en un medio sufren una pérdida continua de energía similar a la de protones e iones pero su pico de Bragg tiene el tallo más alto. Tras perder su energía por ionización, son capturados en el tejido tumoral por núcleos al final de su alcance, produciéndose las llamadas "estrellas", en las que se liberan protones, neutrones y partículas alfa. Su pico de Bragg junto con la producción local de neutrones con alta EBR provoca una muerte eficiente de células tumorales al final de su alcance.

Plantean problemas para terapia debido a su corta vida media, ya que pueden decaer antes de alcanzar el blanco, y por su rango de energía limitado. También producen reacciones nucleares antes de alcanzar el blanco que hay que considerar en los blindajes. Aunque hay tres centros de producción de piones en el mundo, actualmente no están en uso.

9.2. Ciclotrón

En un ciclotrón las partículas describen trayectorias circulares, por la acción de un campo eléctrico y un campo magnético combinados, dentro de dos electrodos hemicilíndricos ("D") que se encuentran bajo vacío (Figura 55). La partícula cargada se acelera mientras cruza la separación entre los dos electrodos mediante un campo eléctrico de frecuencia constante.

Dentro de los electrodos no existe campo eléctrico. La partícula se mueve describiendo una órbita semicircular con velocidad constante, bajo la influencia de un campo magnético perpendicular a la trayectoria de la partícula. Mientras está ahí el campo eléctrico invierte su dirección. Al cruzar de nuevo la separación entre los electrodos la partícula se vuelve a acelerar ganando energía. Así, en el otro electrodo describe un semicírculo de radio mayor. Cuando la energía es suficiente,el sistema deflector dirige el haz de partículas hacia la zona de interés.

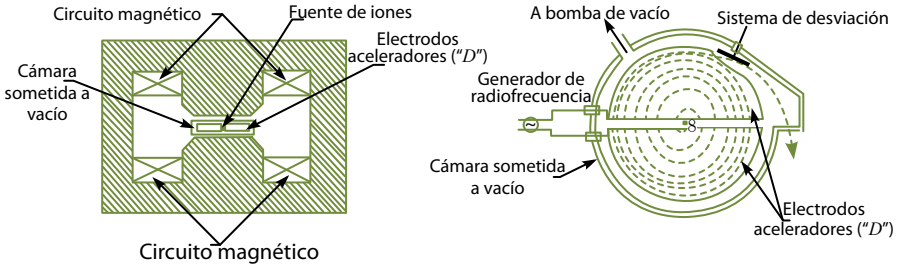

Figura 55. Esquema de funcionamiento de un ciclotrón.

El ciclotrón suministra un haz continuo de alta tasa de fluencia. La energía de los protones se ajusta según la profundidad máxima del volumen a tratar.

Un ciclotrón se puede usar, además de para acelerar protones, para generar haces de neutrones. Para ello se aceleran deuterones y se bombardea con ellos un blanco con material de bajo número atómico, como el berilio. Otra aplicación es la producción de radionucleidos.

9.3. Sincrotrón y sincrociclotrón

La energía que la partícula puede alcanzar en el ciclotrón está limitada por el aumento de masa que se produce al aumentar su velocidad ya que dicho aumento hace que cambie su frecuencia. Para que se mantenga la frecuencia en fase con la del potencial oscilante aplicado a los electrodos, ésta debe cambiar también.

Se han buscado distintas soluciones para corregir el efecto relativista sobre la masa. Una de ellas es variar el campo magnético de modo que en cada radio

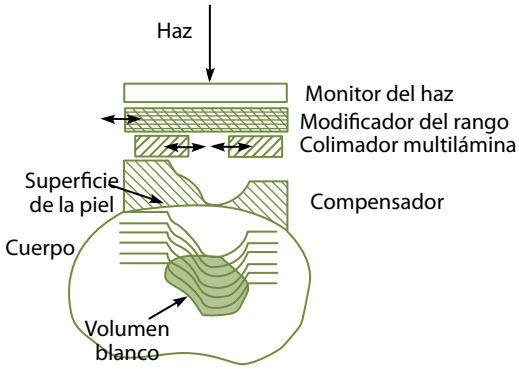

Figura 56. Adaptación al volumen de tratamiento en cada paciente con el método pasivo.

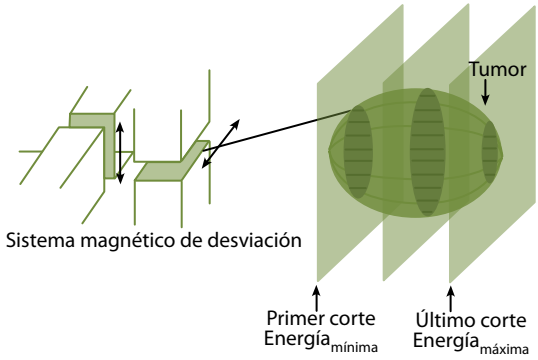

Figura 57. Esquema de un tratamiento con iones de carbono, variando la energía.

de un recorrido dentro del electrodo el valor de la frecuencia permanezca constante, lo que se hace en el sincrotrón. La otra solución es variar la frecuencia del potencial aplicado a las "D" y mantener el campo magnético constante mientras la partícula gira en espiral de modo que, en cada instante, haya un buen ajuste entre el movimiento de la partícula y el potencial aplicado a los electrodos. Esto es lo que se hace en el sincrociclotrón que funciona a pulsos por la necesidad de ajustar la frecuencia. El sincrociclotrón es un perfeccionamiento del ciclotrón. Las partículas cargadas describen una trayectoria en espiral de radio creciente y son aceleradas mediante un campo eléctrico alterno, cuya frecuencia disminuye progresivamente en función del aumento de masa de las partículas.

Para adaptar el campo de radiación adaptado al volumen que se desea irradiar existen dos formas [Shulz-Ertner y cols., 2006; 2007]. La primera, la más común, consiste en modular mediante un degradador variable con forma adecuada la dosis en profundidad del haz monoenergético procedente del acelerador de forma que el perfil de dosis en profundidad tenga una forma como la mostrada en el pico de Bragg extendido de la figura 53. Para desplazar dicho pico extendido hasta la profundidad de interés se utilizan láminas de plástico homogéneas de distintos espesores que se colocan dentro del haz. Además, para extender lateralmente el campo de radiación de forma que pueda cubrir el volumen a irradiar homogéneamente, se puede usar un sistema dispersor o bien un campo magnético que mueva el haz sobre un área definida.

Para adaptar la dosis absorbida individualmente a cada paciente es necesario usar un compensador que tenga en cuenta la curvatura de la superficie del paciente y las inhomogeneidades de los tejidos dentro de él. El resultado obtenido se puede ver en la figura 56. Este método, llamado pasivo, tiene algunas desventajas. Por ejemplo, el paciente recibe dosis absorbidas altas fuera del volumen de interés sobre todo en los bordes laterales del campo.

Otro método, llamado activo, utiliza la ventaja de la carga eléctrica que tienen las partículas para producir un haz estrecho focalizado que, posteriormente, mediante dos dipolos magnéticos, es barrido sobre el campo de tratamiento. Cuando el haz se produce con un sincrotrón, la energía de las partículas se puede ir modificando para adaptar su alcance a la profundidad que se quiere cubrir en el volumen del paciente. La energía del haz se puede ajustar en etapas discretas para cubrir el espesor completo del tumor, correspondiendo el cambio de energía en cada etapa a una variación del alcance de algunos mm. Para realizar el tratamiento se dirige hacia el tumor un pincel de iones. Para cada profundidad el haz barre el área del tumor. Variar progresivamente la energía del haz permite irradiar sucesivamente todas las capas del tumor, es decir, todo su espesor. Es como si el tumor se cortara en rodajas localizadas a distintas profundidades y se trataran una tras otra (Figura 57).

10. Sistemas de registro y verificación

Otros equipos muy útiles en los tratamientos radioterápicos son los sistemas de registro y verificación, conectados vía red a los aceleradores y a los sistemas de planificación. Son una herramienta informática que proporciona una buena gestión de los datos del paciente y para verificar las características de los haces programados en un tratamiento. Sirven, pues, de enlace entre el sistema de planificación, donde se fijan los parámetros de un tratamiento, con la máquina que aplica el propio tratamiento a un paciente. La verificación de los datos del tratamiento en el sistema de registro y verificación se realiza validando los datos transmitidos desde el sistema de planificación, por el profesional responsable usando una contraseña personal.

Al iniciar un tratamiento, si se selecciona un parámetro incorrecto, por ejemplo, ángulo del brazo, cuña, bandeja de bloques, etc., el sistema bloquea el tratamiento. Previamente, el profesional responsable ha introducido unos valores de tolerancia para cada parámetro del tratamiento. El sistema, entre otras cosas, indica el número de unidades monitor a dar en cada campo de tratamiento, verifica el número que se da, registra el orden de los campos tratados y suministra un resumen del tratamiento. Las restricciones impuestas por los parámetros introducidos en el sistema hacen que el número de errores que se pueden producir disminuya de forma importante [Klein y cols., 1998].

Los sistemas comercializados varían según los fabricantes, siendo los más usados los siguientes: Mosaiq/Impac (Elekta), Aria (Varian) y Lantis (Siemens).

Por otra parte, estos sistemas constituyen un medio de comunicación entre radioterapeutas, físicos, administrativos, personal de enfermería y técnicos. Desde diversos ordenadores se puede consultar la base de datos de los pacientes y seguir la pista de su situación con respecto a su tratamiento.

Actualmente, en los Servicios de radioterapia modernos, todos los equipos citados en este tema están unidos vía red de forma que es posible la comunicación directa entre ellos (Figura 58).

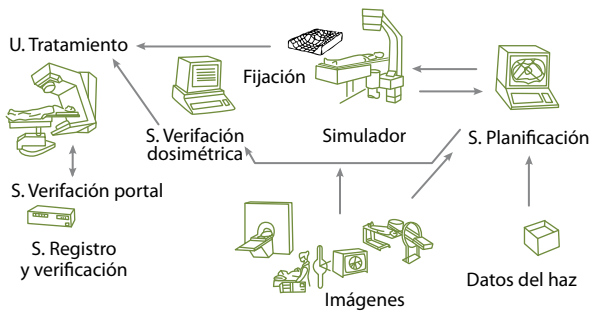

Figura 58. Conexión entre los distintos equipos de un Servicio de radioterapia.

11. Equipos complementarios

En los tratamientos radioterápicos se usan algunos elementos como son los bloques de protección, los sistemas de inmovilización del paciente y los compensadores de tejido, ya citados a lo largo del tema.

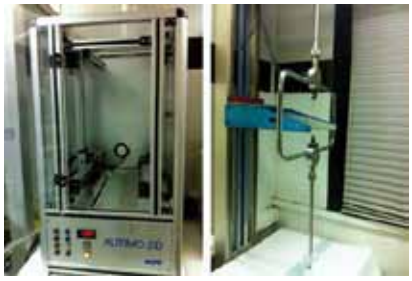

Figura 59. Cortadores de moldes para fabricar bloques de protección.

Figura 60. Bloques de protección.

Para fabricar los bloques de protección se usan cortadores de moldes (Figura 59) que generan un molde hueco de poliestireno expandido con la forma de la zona del campo de tratamiento que se quiere proteger.

Los datos con la forma del campo se pueden obtener directamente de una radiografía o, como es más usual actualmente, ser transmitidos desde el sistema de planificación de tratamientos. Dicho molde se rellena posteriormente con una aleación de plomo en estado líquido cuando está caliente y que, al enfriarse, se solidifica constituyendo el bloque con la forma deseada. Los bloques de fotones se suelen fabricar de modo que queden sujetos por medio de tornillos a una bandeja de metacrilato (Figura 60), que se puede introducir en una ranura del cabezal de la unidad de tratamiento, facilitando así su colocación en la práctica diaria. Del mismo modo, los moldes usados en tratamientos con electrones se fabrican de forma tal que permita insertarlos en la abertura final del aplicador.

12. Referencias

[1] AIRD EGA, CONWAY J. (2002). *CT simulation for radiotherapy treatment planning*. Br. J. Radiol. 75, 937-949.

[2] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (1986). *The physical aspects of total and half body photon irradiation*. AAPM Report 17 (Task Group 29). American Institute of Physics.

[3] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (1987). *Total skin electron therapy*: *Technique and dosimetry*. AAPM Report 23 (Task Group 30). American Institute of Physics.

[4] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (1995). *Stereotactic Radiosurgery*. AAPM Report 54 (Task Group 42). American Institute of Physics.

[5] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (1996). *Medical accelerator safety considerations*. AAPM Report 56. (Task Group 35). American Institute of Physics.

[6] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (2001). *Basic applications of multileaf collimators*. AAPM Report 72 (Task group 50). American Institute of Physics.

[7] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (2003). *Guidance document on delivery, treatment, planning and clinical implementation of IMRT*. AAPM Report 82 (Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee). Med. Phys. 30, 2089-2115.

[8] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (2006). *The management of respiratory motion in radiation*. AAPM Report 91 (Task Group 76). AAPM.

[9] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (2006 bis). *Intraoperative radiation therapy using mobile electron linear accelerators*. AAPM Report 92 (Task Group 72). Med Phys 33, 1476-1489.

[10] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (2007). *The management of imaging dose during image- guided radiotherapy*. AAPM Report 95 (Task Group 75) ". Med Phys 34, 4041-4063.

[11] ANDREO P., BURNS D.T., HOHLFELD K., HUQ M.S., KANAI T., LAITANO F., SMYTH V.G., VYNCKIER S. (2000). *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*: *An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. IAEA Technical Report Series nº 398 (Vienna: International Atomic Energy Agency).

[12] AUBERGER T., DEBUS J., GERARD J.P., ORECCHIA R., PÖTTER R., REMILLIEUX J., RINGBORG U., WAMBERSIE A.(2004). *Hadrontherapy with Carbon* 12: *radiotherapy of the near future*. Radiother. Oncol. 73 Sup.2.

[13] BEAVIS A.W. (2004). *Is tomotherapy the future of IMRT?* Br. J. Radiol. 77, 285-295.

[14] BONDIAU P.Y., BÉNÉZERY K., BECKENDORF V., PEIFFERT D., GÉRARD J., MIRABEL X., NOËL A., MARCHESI V., LACORNERIE T., DUBUS F., SARRAZIN T., HERAULT J., MARCIÉ S., ANGELLIER G., LARTIGAU E. (2007). *Radiothérapie stéréotaxique robotisée par CyberKnife*: *aspects techniques et indications*. Cancer Radiotherapie 11, 338-344.

[15] BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY (1989). *Treatment simulators*. London. British Institute of Radiology Sup. 23, pp: 1-49.

[16] BUDGELL G.J., MACKAY R.I. (2007). *Daily monitoring of linear accelerator beam parameters using an amorphous silicon EPID*. Phys. Med. Biol. 52, 1721-1733.

[17] CHANG Z., LIU T., CHEN Q., WANG Z., YIN F. (2011). *Evaluation of integrated respiratory gating systems on a Novalis TX system*. J. Appl. Clin. Med. Phys. 12, 71-79.

[18] CHEN J., MORIN O., AUBIN MBUCCI M.K., CHUANG C.F., POULIOT J. (2006). *Dose-guided radiation therapy with megavoltage cone-beam*. Br J Radiol. 1, S87-98 (nº específico 79).

[19] CHEUNG K.Y. (2006). *Intensity modulated radiotherapy*: *advantages*, *limitatios and future developments*. Biomed. Imaging Interv. J. 2(1): e19 (hhtp://www.biij.org/2006/1/e19).

[20] CREVOISIER R., ISAMBERT A., LISBONA A., BODEZ V., MARGUET M., LAFAY F, REMONNAY R, LAGRANGE L. (2007). *Radiothérapie guidée par l'image*. Cancer radiothérapie 11, 296-304.

[21] DAWSON L.A, JAFFRAY D.A. (2007). *Advances in image-guided radiation therapy*. Journal of Clinical Oncology. 25, 938-946.

[22] DU PLESSIS G.C.P., LEAL A., STATHAKIS S., XIONG W., MA C.M. (2006). *Characterization of megavoltage electron beams delivered through a photon multi-leaf collimator* ($pMLC$). Phys. Med. Biol. 51, 2113-2129.

[23] FADDEGON B.A., ROSS C.K., ROGERS D.W.O., (1990). Forward directed bremsstrahlung of 10 to 30 MeV electron incident on thick targets of Al and Pb). Med. Phys. 17, 773-785.

[24] FENWICK J.D., TOME W.A., SOISSIN E.T., MEHTA M.P., MACKIE T.R., (2006). *Tomotherapy and other innovative IMRT delivery systems*. Seminars in Radiation Oncology 16, 199-208.

[25] FUSS M., BODA-HEGGEMANN J., PAPANIKOLAU., SALTER B.J. (2007). *Image-guidance for stereotactic body radiation therapy*. Med. Dosis. 32, 102-110.

[26] FU W., DAI J., HU Y., HAN D., SONG Y. (2004). *Delivery time comparison for intensity-modulated radiation therapy with/without flattening filter*: *a planning study*. Phys. Med.Biol. 49, 1535-1947.

[27] GOITEIN M. (2008). *Magical protons*? Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 70, 654-656.

[28] GREENE D., WILLIAMS P.C. (1997). *Linear accelerators for radiation therapy* (2 nd Ed.), Medical Science Series, Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia.

[29] HOGSTROM K.R., ALMOND P.R. (2006). *Review of electron beam therapy physics*. Phys. Med. Biol. 51, R455-R489.

[30] HOGSTROM K.R., BOY R.A., ANTOLAK J., SVATOS M.M., FADDEGON B.A., ROSENMAN J.G. (2004). *Dosimetry of a prototype retractable $eMLC$ for fixed-beam electron therapy*. Med. Phys. 31, 443-460.

[31] HUNTZINGER C., FRIEDMAN W., BOVA F., FOX T., BOUCHET L., BOEH L. (2007). *Trilogy image-guided stereotactic radiosurgery*. Medical Dosimetry 32, 121-123.

[32] HUQ M.S., DAS I.J., STEINBERG T., GALVIN J.M. (2002). *A dosimetric comparison of various multileaf collimators*. Phys. Med. Biol. 47, N159-N170.

[33] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU) (1993). *Prescribing*, *Recording*, *and Reporting Photon Beam Therapy* ICRU Report 50 (Bethesda, MD: ICRU).

[34] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU) (1999). *Prescribing*, *Recording*, *and Reporting Photon Beam Therapy* (*Supplement to ICRU Report* 50). ICRU Report 62 (Bethesda, MD: ICRU).

[35] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU) (2004). *Prescribing*, *Recording*, *and Reporting Electron Beam Therapy* ICRU Report 71 (Bethesda, MD: ICRU).

[36] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU) (2010). *Prescribing*, *Recording*, *and Reporting Photon-beam intensity-modulated radiation therapy* (*IMRT*) ICRU Report 83 (Bethesda, MD: ICRU).

[37] JARRY G., VERHAEGEN F. (2005). *Electron beam treatment verification using measured and Monte Carlo predicted portal images*. Phys. Med. Biol. 50, 977-4994.

[38] JIANG S.B. (2006). *Radiotherapy of mobile tumors*. Seminars in Radiation Oncology 16: 239-248.

[39] KARLSSON M.G., KARLSSON M., MA C.M. (1999). *Treatment head design for multileaf collimated high-energy electrons*. Med. Phys. 26, 2161-2167.

[40] KARZMARK C.J., MORTON R.J. (1981). *A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy*, Bureau of Radiological Health. (FDA 82-8181). U.S. Department of Health and Human Services.

[41] KARZMARK C.J., NUNAN C.S., TANABE E. (1993). *Medical Electron Accelerators*, Mc Graw-Hill, Inc., Health Professions Division.

[42] KHAN F.M. (2009). *The physics of radiation therapy* (4ª Ed.). Lippincott, Williams & Wilkins Ed., Baltimore.

[43] KLEIN E.E., DRZYMALA R.E., WILLIAMS R., WESTFALL L.A., PURDY J.A. (1998). *A change in treatment process with a modern record and verify system*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.42, 1163-1168.

[44] KLEIN EE, LOW D.A., MEIGOONI A.S., PURDY J.A. (1995). *Dosimetry and clinical implementation of dynamic wedge*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 31, 583-592.

[45] KRON T., EYLES D., SCHEINER J., BATTISTA J. (2006). *Magnetic resonance imaging for adaptive cobalt tomotherapy*: *a proposal*. J. Med. Phys 31, 238-250.

[46] LANGMACK K.A. (2001). *Portal imaging*. Br. J. Radiol. 74, 789-804.

[47] LANGMACK K.A., GOSS V. (1999). *Characterization of new portal film systems for radiotherapy verification*. Br.J.Radiol. 72, 479-484.

[48] LEE M.C., DENG J., JIANG S.B, MA C.M. (2001). *Monte Carlo based treatment planning for modulated electron beam radiation therapy*. Phys. Med. Biol. 46, 2177-2199.

[49] LEE M.C., JIANG S.B., MA C.M. (2000). *Monte Carlo and experimental investigations of multileaf collimated electron beams for modulated electron radiation energy*. Med. Phys. 27, 2708-2718.

[50] LIZUAIN, M.C. (2008). *La radioterapia guiada por la imagen*. Rev. Fis. Med. 9, 113-126.

[51] MA C.M., DING M., LI J.S. (2003). *A comparative dosimetric study on tangential photon beams*, *intensity-modulated radiation therapy* (*IMRT*) *and*

modulated electron radiotherapy (*MERT*) *for breast cancer treatment*. Phys. Med. Biol. 48, 909-924.

[52] MA C.M., PAWLICKI T., LEE M.C., JIANG S.B., LI J.S., DENG J., YI B., MOK E., BOYER A.L. (2000). *Energy and intensity modulated electron beams for radiotherapy*. Phys. Med. Biol. 45, 2293-2311.

[53] MACKIE T.R. (2006). *History of tomotherapy*. Phys. Med. Biol. 51, R427- R453.

[54] MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY (MIT) (2005). *The basics of neutron capture therapy* (http://web.mit.edu/nrl/www/bnct/info/description/description.html).

[55] MAUGHAN R.L., VAN DEN HEUVEL F., ORTON C.G.(2008). W*ithin the next* 10-15 *years protons will likely replace photons as the most common type of radiation for curative radiotherapy*. *Point/Counterpoint*. Med. Phys. 35: 4285-4288.

[56] MAYLES P., NAHUM A., ROSENWALD J.C. (2007). *Handbook of Radiotherapy Physics*. Editors: Mayles P., Nahum A., Rosenwald J., Taylor & Francis Group, CRC Press, Boca Raton, FL.

[57] MAYLES W.P.M., LAKE R., McKENZIE A., MACAULAY E.M., MORGAN H.M., JORDAN T.J., POWLEY S.K. (1999). *Physics aspects of quality control in Radiotherapy*. The Institute of Physics and Engineering in Medicine.

[58] MEDICAL DOSIMETRY (2006). *Image-guided radiotherapy*. Part.1: *Delineation and Localization*. Vol. 31 nº 1. Part 2: *Cone beam imaging and respiratory motion*. Vol. 31 nº 2.

[59] MEDICAL DOSIMETRY (2007). *Image-guided radiotherapy*. Part 3: *Stereotactic body radiation therapy*. Vol. 32 nº 2.

[60] METCALFE P., KRON T., HOBAN P. (2007). *The Physics of Radiotherapy X-Rays and electrons*. Medical Physics Publishing, Madison.

[61] MILLIKEN B.D., HAMILTON R.J., RUBIN S.J. (1996). *The omni wedge*: *a method to produce wedged fields at arbitrary orientations*. Phys. Med. Biol. 23, 337-342.

[62] MILLÁN S. (1998). *Aceleradores de partículas de uso médico*". En "Aceleradores de partículas. CSN, Colección Informes técnicos. 2.

[63] ORTIZ DE URBINA D., DELGADO J.M. (2005). *Tomoterapia helicoidal*. *IMRT adaptada guiada por imagen*. Oncología 28, 367-377.

[64] PANG G., ROWLANDS J.A. (2005). *Just in time tomography* (*JiTT*): *a new concept for image-guided radiation therapy*. Phys. Med. Biol. 50, N323-N330.

[65] PARTICLE THERAPY CO-OPERATIVE GROUP (2009). *Particle therapy facilities in operation*. (http://ptcog.web.psi.ch/ptcentres.html).

[66] PHILLIPS M.H., PARSAEI H., CHO P.S. (2000). *Dynamic and omniwedge implementation on an Elekta SL linac*. Med. Phys. 27, 1623-1634.

[67] PODGORSAK E.B. (2003). *Treatment machines for external beam radiotherapy*. En "Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students" International Atomic Energy Agency, Educational Reports Series, Vienna, Austria.

[68] PODGORSAK E.B., PODGORSAK M.B. (1999). *Especial techniques in radiotherapy* "en" Modern Technology in radiation oncology: A compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists, edited by J. Van Dyk, Vol. 1. Madison, WI. Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin.

[69] PODGORSAK E.B., PODGORSAK M.B. (2003). *Special procedures and techniques in radiotherapy*. En "Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students" International Atomic Energy Agency, Educational Reports Series, Vienna Austria.

[70] PODGORSAK E.B., RAWLINSON J.A., GLAVINOIVIC M.I., JOHNS H.E. (1974). "Design of x-ray targets for high energy linear accelerators in radiotherapy". Am. J. Roentgenol. Rad. Ther. And Nucl. Med. 121, 873-882.

[71] POULIOT J., BANI-HASHEMI A., CHEN J., SVATOS M., GHELMANSARAI F., MITSCHKE M., AUBIN M., XIA P., MORIN O., BUCCI K., ROACH M., HERNANDEZ P., ZHENG Z., HRISTOV D., VERHEY L. (2005). *Low dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 61, 552-560.

[72] POULIOT J., MORIN O., AUBIN J.F., CHEN J., SPEIGHT J., ROACH M. (2006). *Megavoltage cone-beam CT*: *récents développements et applications cliniques pour la radiothérapie de modulation d'intensité*. Cancer Radiother 10, 258-268.

[73] POULIOT J., "Tutorial on portal imaging" (http://radonc.ucsf.edu/research_group/jpouliot/Tutorial/main.htm).

[74] RAVINDRAN B.P., SINGH I.R.R., BRINHA S., SATHAYANAN S. (2002). *Manual multileaf collimator for electron beam shaping-a feasibility study*. Phys. Med. Biol. 47, 4389-4396.

[75] SALGUERO F.J., ARRANS R., PALMA B.A., LEAL A. (2010). *Intensity-and energy-modulated electron radiotherapyby means of an $xMLC$ for head and neck shallow tumors*. Phys. Med. Biol. 55: 1413-1427.

[76] SALGUERO F.J., PALMA B., ARRANS R., ROSELLÓ J., LEAL A. (2009). *Modulated electron radiotherapy treatment planning using a photon mul-*

tileaf collimator for post-mastectomized chest walls. Radiother. Oncol. 93, 625-632.

[77] SCHULZ R.J., SMITH A.R., ORTON C.G. (2007). *Proton therapy is too expensive for the minimal potential improvements in outcome claimed. Point/Counterpoint*. Med. Phys. 34: 1135-1138.

[78] SHULZ-ERTNER D., JÄKEL O., SCHLEGEL W. (2006). *Radiation therapy with charged particles*. Sem. Radiat. Oncol. 16, 249-259.

[79] SHULZ-ERTNER D.,TSUJII H. (2007). *Particle radiation therapy using proton and heavier ion beams*. Journal of Clinical Oncology 25, 953-963.

[80] SÄTHERBERG A., KARLSSON M.A., KARLSSON M.I. (1996). *Theoretical and experimental determination of phantom scatter factors for photon fields with different radial energy variation*. Phys. Med. Biol. 41, 2687-2694.

[81] TACKE M., NILL S., HÄRING P., OELFKE U. (2008). 6 MV *dosimetric characterization of the* 160 MLC, *the new Siemens multileaf collimator*. Med. Phys. 35: 1634-1642.

[82] THWAITES D.I., TUOHY J.B. (2006). *Back to the future*: *The history and development of the clinical linear accelerator*. Phys. Med. Biol. 51, R343-R362.

[83] VAN DYK J. (1999). *Modern Technology in radiation oncology*: *A compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists* Vol. 1. Madison, WI. Medical Physiscs Publishing, Madison, Wisconsin.

[84] VAN DYK J. (2005). *Modern Technology in radiation oncology*: *A compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists* Vol. 2. Madison, WI. Medical Physiscs Publishing. Madison, Wisconsin.

[85] VAN SANTVOORT J. (1998). *Dosimetric evaluation of the Siemens Virtual wedge*. Phys. Med. Biol. 43, 2651-2663.

[86] VASSILIEV O.N., TITT U., PONISCH F., KRY S.F., MOHAN R., GILLIN M.T. (2006). *Dosimetric properties of photon beams from a flattening filter free clinical accelerator*. Phys. Med. Biol. 51, 1907-1917.

[87] WAGNER T.H., MEEKS S.L., BOVA W.A., FRIEDMAN W.A., WILLOUGHBY T.R., KUPELIAN P.A., TOME W. (2007). *Optical tracking technology in stereotactic radiation therapy*. Med. Dosim. 32, 111-120.

[88] WILENZICK R.M., MERRITT C.R.B., BALTAR S. (1987). *Megavoltage portal films computer radiographic imaging with photostimulable phosphors*. Med. Phys. 14, 389-392.

[89] WILLET C.G., CZITO B.G., TYLER D.S. (2007). *Intraoperative radiation therapy*. Journal of Clinical Oncology 25, 971-977.

[90] WINKLER P., HEFNER A., GEORG D. (2007). *Implementation and validation of portal dosimetry with an amorphous silicon EPID in the energy range from 6 to 25 MV*. Phys. Med. Biol. 52, N355-N365.

[91] XING L., THORNDYKE B., SCHREIBMANN E., YANG Y., LI T.F., KIM G.Y., LUXTON G., KOONG A. (2006). *Overview of image-guided radiation therapy*. Medical Dosimetry 31, 91-112.

[92] XU T., SHIKHALIEV P.M., AL-GHAZI M., MOLLOI S. (2002). *Re-shapeable physical modulator for intensity modulated radiation therapy*. Med. Phys 29, 2222-2229.

[93] ZHU X.R., GILLIN M.T., LOPEZ F., GRIMM D.F., ROWND J.J. (2000). *Comparison of dosimetric characteristics of Siemens virtual and physical wedges*. Med. Phys. 27, 2267-2277.

Tema 2:
Dosimetría física. Caracterización de los haces de fotones y electrones

M. Cruz Lizuain Arroyo

Dosimetría física. Caracterización de los haces de fotones y electrones

M. Cruz Lizuain Arroyo
Servicio de Física Médica y Protección Radiológica (SFMPR)
Institut Català d'Oncologia (ICO)
lizuain@telefonica.net

1. Introducción

En el tema anterior se han estudiado los equipos generadores de radiaciones ionizantes, utilizados en los tratamientos de radioterapia externa y también los aparatos usados en la simulación de dichos tratamientos.

En este tema y siguientes discutiremos la caracterización de los haces de radiación producidos por estos equipos, los procedimientos para medirlos y el control de calidad de los mismos.

En los servicios o unidades de Física Médica, tradicionalmente se ha venido llamando "dosimetría física" a aquellas funciones relativas a la caracterización de los haces de radiación, medidas en condiciones ideales, de las distribuciones de dosis absorbida producida por las unidades de radiación, utilizando maniquíes homogéneos y regulares, mientras que se llamaba "dosimetría clínica" al cálculo de la distribución de dosis absorbida en condiciones de tratamientos de pacientes, teniendo en cuenta la falta de homogeneidad del medio.

En el Real Decreto 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, se da la siguiente definición de dosimetría física: "*Conjunto de procedimientos y técnicas que tienen por objeto la medida y establecimiento de variables dosimétricas con las que se caracterizan las fuentes y equipos radioterapéuticos y en general cualquier proceso de medida de radiaciones ionizantes destinado a determinar una magnitud dosimétrica*".

En este capítulo y en los dos siguientes se describirán las variables dosimétricas con las que se pueden explicar el comportamiento del haz de radiación en el medio y el método de determinarlas. Las magnitudes radiométricas que definen un haz de radiación, como son la fluencia y su tasa de partículas o de energía así como las dosimétricas, el kerma en aire, la dosis absorbida, etc. se han explicado en el primer volumen de la colección y por lo tanto no se tratarán aquí.

A continuación se definen las funciones que representan los fenómenos de interacción del haz de radiación en un medio, como la variación de la dosis absorbida con la distancia a la fuente, las funciones que expresan el grado de penetrabilidad del haz de radiación en un medio material (PDP, PDD, TPR, TMR) y la variación de la dosis absorbida con la distancia al eje del haz (Perfiles de dosis absorbida).

2. Listado de términos, símbolos y siglas utilizados en el texto

2.1. Definiciones de términos

aplicador	Colimador terciario en forma de cono o pirámide utilizado para definir un haz de electrones.
campo geométrico	Proyección en un plano perpendicular al eje del haz, del final del colimador, proyectado desde el foco del haz.
campo dosimétrico	Es la superficie interceptada por la isodosis del 50% en un plano perpendicular al eje del haz y situado a una distancia concreta del foco del haz. Al hablar del campo se debe especificar la distancia.
colimador	Elemento de material de blindaje diseñado para definir las dimensiones de un haz de radiación.
penumbra	Zona situada en los límites del haz de radiación y en la cual la tasa de dosis absorbida en el medio material varía rápidamente en función de la distancia al eje del haz. Se puede definir geométrica y dosimétricamente. La penumbra depende del tamaño de la fuente de radiación o de la mancha focal y del espesor y forma del colimador.

2.2. Significado de símbolos y siglas

$DFC\,(SCD)$	Distancia del foco del haz de radiación a la cámara de ionización (*Source chamber distance*).
$DFE\,(SSA)$	Distancia del foco del haz de radiación al isocentro de la unidad de irradiación (*Source axis distance*).
$DFS\,(SSD)$	Distancia del foco del haz de radiación a la superficie del medio (*Source surface distance*).
PDP $(PDD, \%DD)$	Porcentaje de dosis absorbida en profundidad, (*depth dose percentage*). Distribución de la dosis absorbida en agua a lo largo del eje del haz, expresada en porcentaje respecto del valor máximo, medida a DFS fija.
R_{100}	Profundidad del máximo de dosis absorbida en una curva de PDP.
R_{50}	Profundidad del 50% de la dosis absorbida máxima. En haces de electrones de dimensiones superiores a 20 cm x 20 cm representa el *índice de calidad* del haz (g/cm^2).
R_p	Alcance práctico. Profundidad donde la tangente a la parte de la curva PDP de alto gradiente corta al tramo de la curva que representa la radiación de frenado.
TMR	Razón tejido-máximo. En un haz de fotones: cociente de la dosis absorbida determinada en un punto de un maniquí situado a una profundidad z, respecto de la dosis absorbida en la profundidad del máximo, medidas a igual distancia del foco del haz (*Tissue maximum ratio*).
TPR	Razón tejido-maniquí. En un haz de fotones: cociente de las dosis absorbidas determinadas en dos puntos de un maniquí situados a diferentes profundidades y a igual distancia del foco del haz (*Tissue phantom ratio*).

3. Parámetros y funciones que caracterizan un haz de radiación de fotones

3.1. Variación de la dosis absorbida con la distancia a la fuente. Ley del inverso del cuadrado de la distancia

En general, en dosimetría de haces externos de radioterapia, se asume que la fuente emisora de estos haces es una fuente puntual y que la forma del haz producido es divergente (Figura 1); si consideramos esta fuente en el vacío, sin interacción de ningún tipo, podemos enunciar que la tasa de fluencia es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia desde la fuente.

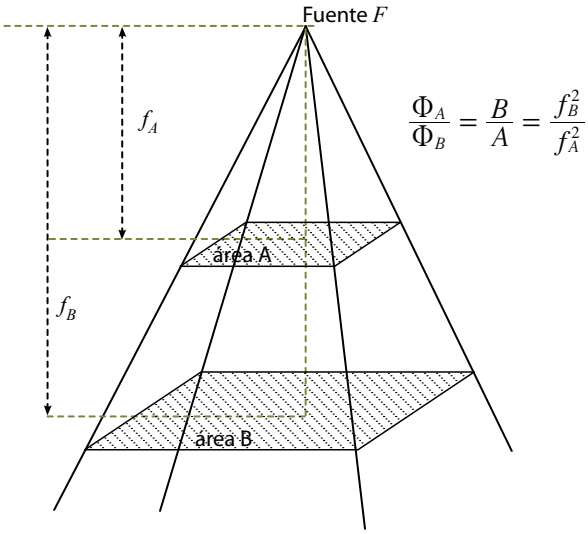

Figura 1. Esquema de un haz divergente producido por la fuente F. La tasa de fluencia en el vacío Φ_A y Φ_B es inversamente proporcional al área de las superficies A y B, por lo tanto a la distancia a la fuente f_A y f_B.

Considerando que la tasa de exposición en un punto $\dot{X}$, la tasa de kerma en aire, en el seno del aire $(\dot{K}_{air})_{air}$ y la tasa de dosis absorbida en aire, en un pequeño volumen del medio $(\dot{D}_{air})_{med}$, son proporcionales a la tasa de fluencia $\dot{\Phi}$ en el mismo punto, se puede enunciar:

$$\frac{\dot{X}_A}{\dot{X}_B} = \frac{(\dot{K}_{air})_A}{(\dot{K}_{air})_B} = \frac{(\dot{D}_{air})_A}{(\dot{D}_{air})_B} = \frac{f_B^2}{f_A^2} \qquad (1)$$

3.1.1. Posición de la fuente virtual

Es importante, especialmente si los tratamientos se hacen a distintas distancias foco-superficie (DFS), determinar la posición del foco del haz de radiación, o también llamado "fuente virtual", que puede no coincidir con el "foco nominal" o centro geométrico del blanco (*target*) respecto del cual se establece la distancia geométrica al isocentro.

En el caso de los haces de fotones, la diferencia en la posición del foco nominal con respecto al virtual suele ser despreciable, sobre todo en los nuevos aceleradores lineales, pero a la vez que se verifica que el haz cumple con la ley del inverso del cuadrado de la distancia, se puede determinar la posición de la fuente.

Para ello, se hacen determinaciones de la dosis absorbida en aire (en condiciones de equilibrio electrónico) a distintas distancias nominales. La representación gráfica de la distancia en el eje de abscisas y la recíproca de la raíz cuadrada de la dosis absorbida en el eje de ordenadas, nos dará una recta cuya intersección con el eje X será la distancia de la fuente virtual al foco nominal.

$$\frac{1}{\sqrt{D_{air}}} = \mathcal{F}(f) = a \cdot f + b \Rightarrow f_0 = \frac{-b}{a} \tag{2}$$

Si $f_0 > 0$ la fuente virtual estará más cerca de la superficie de paciente y la distancia de tratamiento será menor que la distancia nominal.

Si $f_0 < 0$ la fuente virtual estará más lejos de la superficie de paciente y la distancia de tratamiento será mayor que la distancia nominal.

Esta diferencia en la posición es debida a la radiación dispersa producida en el sistema monitor y en el de colimación, que es de menor energía, por lo que la determinación se debería hacer para distintas aperturas del colimador en un rango habitual de trabajo. También puede encontrarse que la fuente virtual, no coincide con la nominal en los otros dos ejes (x, y) pero este efecto se debería a una mala alineación del haz, lo cual ha de ser corregido por los ingenieros de la empresa suministradora.

3.2. Funciones que expresan el grado de penetrabilidad del haz de radiación en un medio homogéneo

3.2.1. Porcentaje de dosis absorbida en profundidad (*PDP*, *PDD*)

Se define como la distribución de la tasa de dosis absorbida en un medio material (maniquí), a lo largo del eje del haz, expresada en porcentaje respecto del valor máximo. Es una función que depende de la energía, de la distancia del foco a la superficie del medio (*DFS*), del tamaño de campo en la superficie y de la profundidad en el medio. La función *PDP* representa la variación de la dosis absorbida con la distancia y también los fenómenos de atenuación y dispersión del haz en un medio diferente del aire.

$$PDP(z, A, f_A, h\nu) = 100\frac{D(z, A, f_A + z)}{D(z, A, f_A + z_{\max})} = 100\frac{\dot{D}(z, A, f_A + z)}{\dot{D}(z, A, f_A + z_{\max})} \tag{3}$$

siendo:

z Profundidad del punto.

f_A Distancia del foco a la superficie.

A Campo en la superficie.

$z_{\max}$ Profundidad del máximo de dosis absorbida.

$h\upsilon$ Calidad del haz de fotones.

En las Figuras 2 y 3 se muestran ejemplos de curvas PDP de haces de fotones, obtenidas en agua para distintos tamaños de campo a DFS de100 cm.

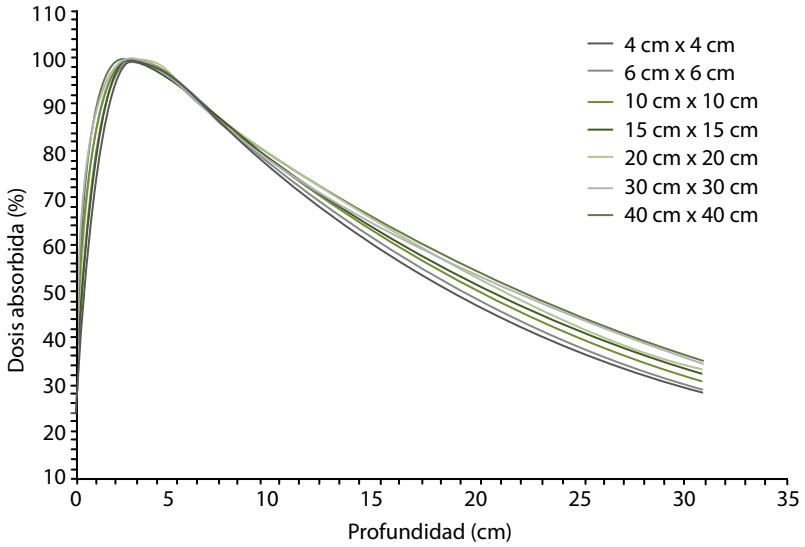

Figura 2. Curvas de porcentaje de dosis absorbida en profundidad de haces de fotones de 15 MV. Campos cuadrados de dimensiones entre 4 cm x 4 cm y 40 cm x 40 cm a DFS de 100 cm. Se puede ver que la dosis absorbida en superficie aumenta con el tamaño de campo y que la profundidad de la dosis absorbida máxima se comporta de forma inversa con el tamaño de campo. Datos de ICO-SFMPR.

Analizando las curvas de PDP, de ambos ejemplos, vemos que la profundidad del máximo depende de la energía (Figura 3) y en menor efecto del tamaño de campo. La zona entre la superficie y el máximo es lo que se denomina espesor de acumulación o "*buildup region*", y es donde se produce la acumulación de las partículas cargadas producidas por los fotones incidentes; al aumentar la energía, el alcance de la partículas cargadas es mayor y por lo tanto la profundidad donde se produce el máximo de dosis absorbida.

Para una misma energía (Figura 2) la profundidad del máximo, disminuye al aumentar el tamaño del campo, debido a la mayor influencia de la radiación secundaria producida en el sistema de colimación, cámaras monitoras, etc. En el caso de campos muy pequeños, inferiores a 4 cm x 4 cm, el efector es inverso, debido a la falta de dispersión en el maniquí.

La dosis absorbida en superficie, disminuye al aumentar la energía, siendo del orden del 30% para las energías más altas; esta es una de las ventajas de las altas energías, frente a la radiación producida por el ^{60}Co, disminuir la dosis absorbida en piel en los tratamientos de radioterapia. Por otro lado, la dosis absorbida en superficie aumenta con el tamaño de campo, debida a la contribución de radiación dispersa producida por las cámaras monitoras y el sistema de colimación, que es más importante cuando el campo es mayor.

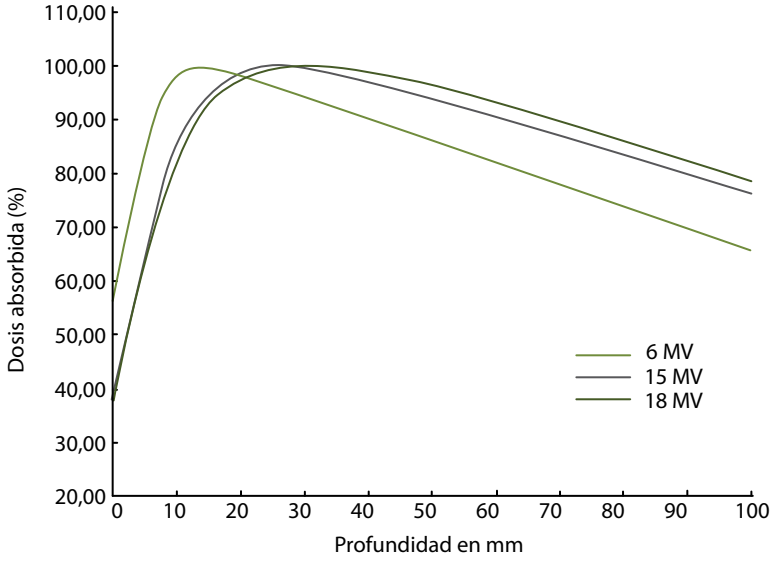

Figura 3. Curvas de porcentaje de dosis absorbida en profundidad de haces de fotones de 6, 15 y 18 MV. DFS de 100 cm, campo en la superficie 10 cm x 10 cm. La profundidad del máximo varía entre 1,4 cm en 6 MV; 2,6 cm en 15 MV y 3 cm en 18 MV. La dosis absorbida en superficie es mayor para las energías más bajas. Datos de ICO-SFMPR.

A partir de la profundidad del máximo, la forma de las curvas de PDP, es prácticamente exponencial, siendo mayor el gradiente cuando la energía es menor.

3.2.2. Razón tejido-maniquí (*TPR*) y razón tejido-máximo (*TMR*)

Se define como el cociente entre la dosis o la tasa de dosis absorbida en un punto de un maniquí y la dosis o la tasa de dosis absorbida en el mismo punto del espacio (la misma distancia a la fuente) pero estando ambos puntos a distinta profundidad en el maniquí (Figura 4).

$$TPR(z,A,h\upsilon) = \frac{D(z,A,h\upsilon)}{D(z_{ref},A,h\upsilon)} = \frac{\dot{D}(z,A,h\upsilon)}{\dot{D}(z_{ref},A,h\upsilon)} \quad (4)$$

siendo:

- z Profundidad del punto.
- A Tamaño del campo en el plano que contiene el punto.
- z_{ref} Profundidad del punto de referencia.
- $h\upsilon$ Calidad del haz de fotones.

Si la profundidad de referencia (z_{ref}) coincide con la del máximo de dosis absorbida para esa energía, la función se denomina razón tejido-máximo (TMR).

Otra función que se utilizaba en el caso de haces de ^{60}Co y en algunos sistemas de cálculo era el TAR o razón tejido-aire, definida como en la ecuación (4), con la diferencia de que en el denominador aparece la dosis absorbida en aire, medida en un volumen de material suficiente para conseguir el equilibrio electrónico.

$$TAR(z,A,h\upsilon) = \frac{D(z,A,h\upsilon)}{D_{air}(A,h\upsilon)} = \frac{\dot{D}(z,A,h\upsilon)}{\dot{D}_{air}(A,h\upsilon)} \quad (5)$$

La función TPR, para un campo 10 cm x 10 cm y siendo las profundidades de 10 y 20 cm, se define como índice de calidad en los haces de fotones. De esto, hablaremos en los temas 3 y 4 de este volumen.

3.3. Variación de la dosis absorbida con la distancia al eje del haz. Perfiles

La representación de la dosis absorbida en el medio, en una sección recta perpendicular al eje del haz, se denomina perfil del campo ("*field profile*")[1] y es una función de la distancia al eje del haz, y de la profundidad. Depende de la energía, de la forma del filtro aplanador (haces de fotones) y también del sistema de colimación.

Los perfiles de dosis absorbida se utilizan para analizar la uniformidad del haz (simetría y homogeneidad) y también para definir las penumbras (Figura 6); se ha de tener en cuenta que estos parámetros se establecen para toda la superficie del campo a la profundidad de que se trate y no solamente para los ejes, aunque rutinariamente el análisis se hace estudiando los perfiles y las diagonales. Se tratará en detalle en el tema 5 de este mismo volumen.

También se determinan perfiles de dosis absorbida a distintas profundidades y tamaños de campo para utilizarlos en los ajustes a los diferentes modelos de cálculo que se verán en el volumen 4.

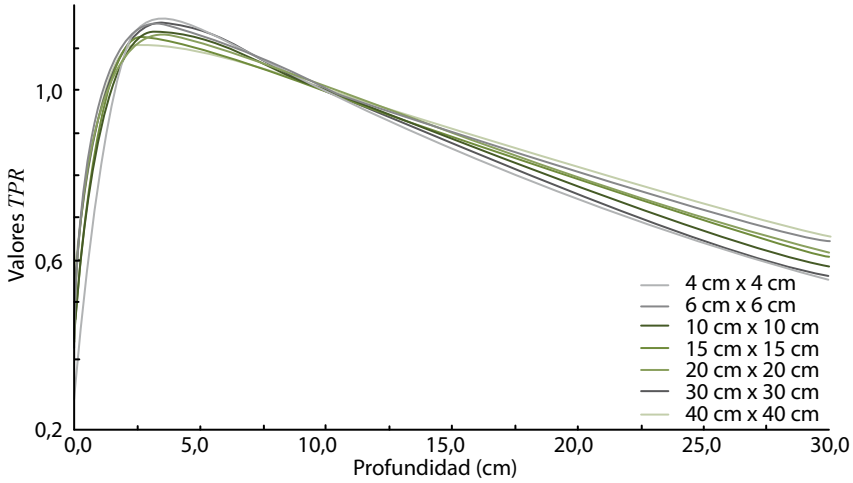

Figura 4. Funciones tejido-maniquí (TPR) de haces de fotones de 15 MV, normalizadas a 10 cm de profundidad. El aspecto de las curvas es muy similar a las PDP, aunque el gradiente es menor. Datos de ICO-SFMPR.

[1] Se puede denominar también "razones de dosis absorbida fuera del eje", "factores fuera de eje, "*off axis factors*".

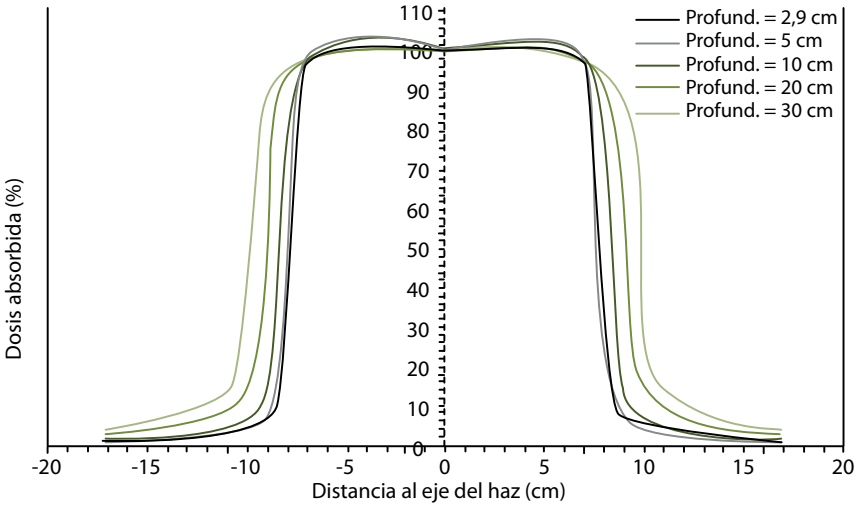

Figura 5. Distribuciones de dosis absorbida en un eje transversal, a distintas profundidades, normalizados al valor de la dosis absorbida en el eje del haz. Fotones 15 MV, DFS de 100 cm, campo 15 cm x 15 cm. Datos de ICO- SFMPR.

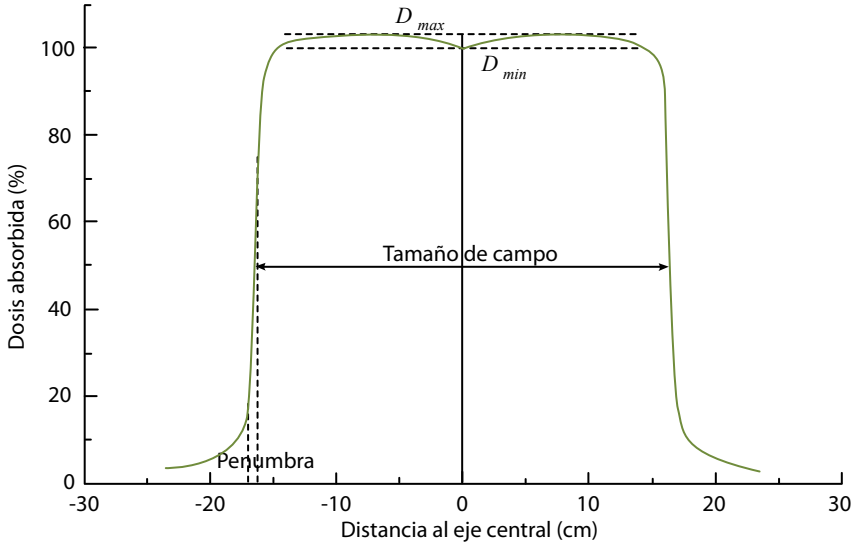

Figura 6. Distribución de dosis absorbida en un eje transversal, fotones de 15 MV, campo 30 cm x 30 cm a la DFS de 100 cm y profundidad 10 cm. La penumbra es de 0,83 cm definida como la distancia entre el valor del 20% y del 80% de la dosis absorbida en el eje. El tamaño de campo corresponde a la anchura de la curva al 50%. La homogeneidad de la dosis absorbida se define como el cociente entre el valor máximo y el mínimo; 1,03 en este caso. Datos de ICO-SFMPR.

4. Funciones que caracterizan un haz de electrones

4.1. Fuente efectiva y fuente virtual

Al contrario de los fotones, los cuales tienen como fuente, foco u origen del haz un punto situado en el centro del blanco del acelerador (o muy cerca), el haz de electrones aparenta tener un foco efectivo (ICRU 1984) que no coincide ni con la ventana de salida, ni con el centro del filtro dispersor. La posición de esta fuente o foco efectivo varía con la energía del haz y también con el tamaño del haz de electrones. El motivo está en que los distintos elementos del acelerador que intervienen en la generación y colimación del haz, actúan como materiales dispersores modificando la dispersión lateral y angular de los electrones que forman el haz.

Se puede definir una *fuente efectiva extensa*, situada en el aire a una cierta distancia de la superficie de entrada del maniquí y que produce la misma distribución de fluencia de electrones que el haz real, en la superficie del maniquí. Esta fuente efectiva es poco dependiente de la geometría del haz pero sí de la energía y elementos modificadores. Quedaría determinada por tres parámetros: la media del cuadrado del radio de la fuente $\bar{r}^2_{eff}$, el valor medio del cuadrado de la dispersión angular $\bar{\theta}^2_{eff}$ y la distancia de la fuente efectiva a la superficie del maniquí s_{eff} (Figura 7).

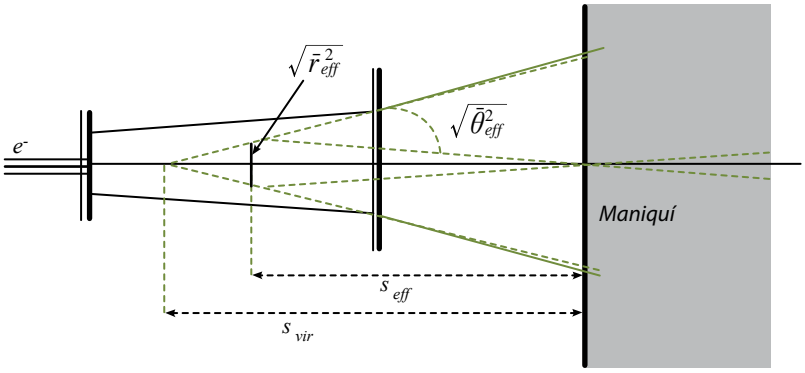

Figura 7. Esquema del filtro dispersor de un haz de electrones; se ha representado la fuente virtual s_{vir} y la efectiva s_{eff}, siendo $\sqrt{\bar{r}^2_{eff}}$ el radio medio de la fuente efectiva extensa y $\sqrt{\bar{\theta}^2_{eff}}$ el valor medio de la dispersión angular. Adaptado de ICRU (ICRU 1984).

Si lo que se pretende es calcular la dosis absorbida en tratamientos de radioterapia, realizados a distancias diferentes de la de referencia (100 cm), es más práctico, aproximar la fuente efectiva extensa a una *fuente puntual virtual*; esta fuente virtual está situada a mayor distancia de la superficie del maniquí,

que la fuente efectiva y se puede determinar a partir de medidas de la dosis absorbida a diferentes distancias. Es más dependiente de la geometría del haz y por lo tanto la determinación se ha de hacer para todas las energías de electrones en uso y para los distintos aplicadores o conos; siempre condicionado a los datos que pide el sistema de planificación de tratamientos, etc.

La posición del foco virtual en el eje del haz, vendrá dada por su distancia a la superficie del maniquí, y este es el parámetro que se habrá de determinar. El método (ICRU 1984; Klevenhagen 1993) consiste en medir con una cámara, la ionización producida a diferentes distancias[2]; las medidas se pueden hace tanto en el aire, como en agua a la profundidad de la D_{max}. Representando el valor del recíproco de la raíz cuadrada de la dosis absorbida[3] en función de la distancia (Figura 8), obtendremos una recta cuya intersección con el eje (distancia nominal 0) nos dará la posición del foco o fuente virtual.

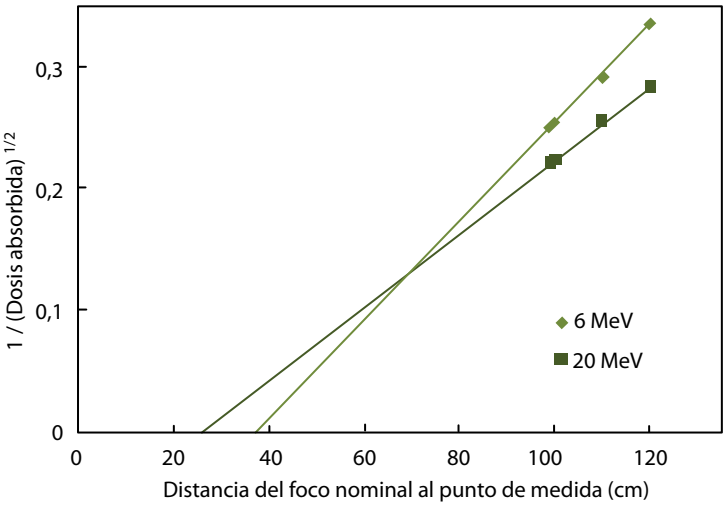

Figura 8. Determinación del foco virtual en haces de electrones de energías 6 y 20 MeV de un acelerador lineal TRUE BEAM. Tamaño de campo en el isocentro 6 cm x 6 cm. Medidas realizadas con cámara de ionización de 0,125 cm^3, en aire con el espesor necesario para asegurar el equilibrio electrónico. Datos de ICO-SFMPR.

[2] La distancia puede ser la *DFS* o la *DF*-cámara nominal, dadas por el telémetro (siempre que se hayan verificado previamente) o bien medir la distancia desde el final del aplicador a la superficie del maniquí o de la cámara de ionización; solamente se trata de una traslación de la escala.

[3] Se puede calcular con el recíproco de la ionización $1/\sqrt{M_Q}$ ya que las razones de poderes de frenado y los factores de perturbación se consideran constantes, en estas condiciones.

4.2. Distribuciones de dosis absorbida en el eje del haz (*PDP, PDD*)

Al igual que en los haces de fotones, la función que mejor expresa la variación de la dosis absorbida con la profundidad en el medio, es el porcentaje de dosis absorbida en profundidad o *PDP*. La definición es análoga a la de fotones, *distribución de la tasa de dosis absorbida en el medio, a lo largo del eje del haz, expresada en porcentaje respecto del valor de tasa de dosis absorbida en el máximo*, pero la forma de esta función es muy diferente.

4.2.1. Análisis de la curva

La forma de la función *PDP*, depende de la energía del haz de electrones, de las características del sistema de colimación o aplicador y de la distancia de éste a la superficie del medio, sin embargo, la dependencia con el tamaño de campo es poco importante excepto para campos pequeños (inferiores a 6 cm x 6 cm).

En la figura 9, se presentan distribuciones de dosis absorbida en el eje central de haces de electrones de energías entre 6 y 22 MeV. Se puede ver que la dosis absorbida en superficie, establecida por convenio a 0,5 mm varía con la energía en un rango entre el 80 y el 93%. A partir de la superficie, la dosis absorbida comienza a crecer, debido a la deflexión angular que experimentan los electrones al entrar en el medio y esto provoca que la fluencia de electrones aumente con la profundidad hasta llegar a la zona del máximo; a partir de aquí, los electrones empiezan a "escaparse" del haz y la fluencia disminuye bruscamente.

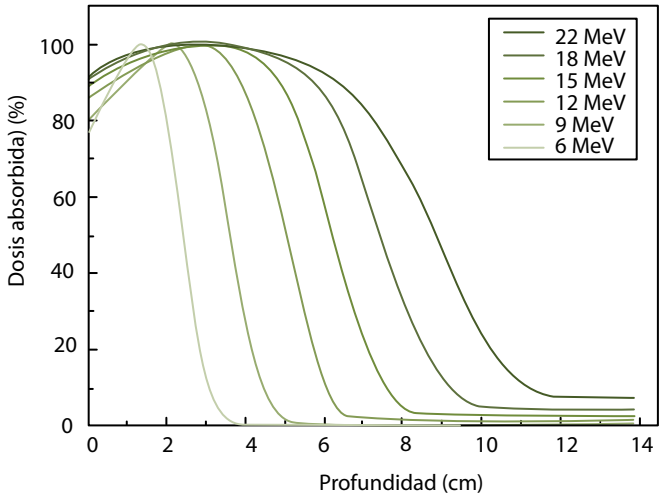

Figura 9. Curvas típicas de distribución de dosis absorbida en el eje (*PDP*) de haces de electrones de energías 6, 9, 12, 15, 18 y 22 MeV. Campo 15 cm x 15 cm a la *DFS* de 100 cm. Datos de ICO-SFMPR.

La profundidad de la dosis absorbida máxima y la forma más o menos plana de la zona, depende del equilibrio entre los fenómenos de dispersión y la pérdida de electrones del haz. La diferencia relativa entre la dosis absorbida en superficie (D_s) y la D_{max} depende de las propiedades de dispersión del haz, por eso es más acusada en las bajas energías donde los fenómenos de dispersión son más importantes.

La zona donde la dosis absorbida cae rápidamente, se representa por el gradiente de dosis absorbida y tiene menos pendiente cuando la energía es mayor; al final encontramos una zona plana, que corresponde a la radiación de frenado, producida por los electrones y en ella los valores de dosis absorbida debida al frenado está alrededor del 1% para las energías bajas y puede llegar al 5% para energías más altas.

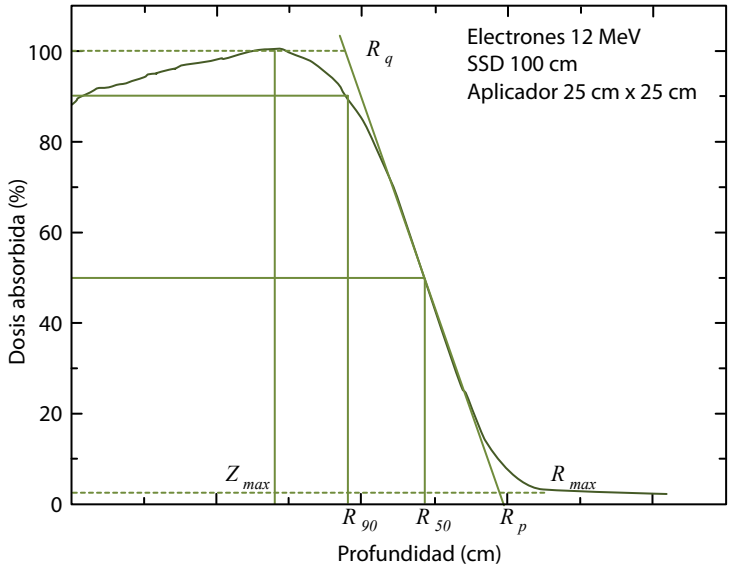

Figura 10. Curva de dosis absorbida en profundidad de un haz de electrones de energía nominal 12 MeV, medida a la distancia DFS de 100 cm en un campo de 25 cm x 25 cm, en la que se definen los alcances R_{90}, R_{50}, R_p, R_q y R_{max}. Datos de ICO-SFMPR.

4.2.2. Alcances

Las partículas cargadas pierden energía de forma casi continua, a lo largo de su recorrido en un medio material, lo que quiere decir que al contrario de los haces de fotones, cuya atenuación es de tipo exponencial, las partículas cargadas tienen un alcance finito y bien definido, es lo que se llama *alcance con aproximación de frenado continuo* (CSDA) y que representa el camino medio recorrido por la partícula hasta que llega al reposo.

El alcance CSDA másico de un electrón de energía inicial E_0 se puede calcular a partir de la siguiente expresión:

$$R_{CSDA} = \int_0^{E_0} \left[\frac{S(E)^{-1}}{\rho} \right] dE \qquad (6)$$

siendo $\frac{S(E)}{\rho}$ el poder de frenado másico.

En los electrones el CSDA es mayor que la profundidad de penetración, debido a las deflexiones angulares que sufren estas partículas en su trayectoria en el medio. Por lo tanto, es una magnitud que no proporciona mucha información respecto del poder de penetración del electrón, por esto, para caracterizar los haces de electrones se utilizan otros parámetros (alcances) como los representados en la figura 10.

R_{max}	Alcance máximo	Profundidad en la que la cola de la curva de *PDP*, encuentra a la extrapolación de la zona de radiación de frenado; corresponde a la máxima penetración del haz de electrones en el medio.
R_p	Alcance práctico	Profundidad donde la tangente a la parte de alto gradiente de la curva *PDD*, corta a la extrapolación de la zona de la curva que corresponde a la radiación de frenado. Representa a aquellos electrones que han atravesado el material con el mínimo de desviación por dispersión angular, podríamos decir que por el camino más recto.
R_{50}	Alcance 50%	Profundidad del 50% de la dosis absorbida por detrás de la profundidad del máximo.
R_{90}	Alcance 90%	Profundidad del 90% de la dosis absorbida por detrás de la profundidad del máximo.
R_q		Profundidad en la que la tangente a la curva en el máximo corta a la tangente en la zona de alto gradiente.

En el tema nº 4 de este volumen se explicará la forma de determinar estos alcances y los parámetros que se derivan de ellos.

4.2.3. Dependencia con la energía

Cuando la energía del haz de electrones aumenta (Figura 9):

- Aumenta el porcentaje de dosis absorbida en superficie respecto del máximo.
- La profundidad de la dosis absorbida máxima es mayor.
- La penetración del haz se incrementa: R_{50}, R_p, etc., son mayores.
- Disminuye la pendiente de la zona de caída de dosis absorbida.
- Aumenta el porcentaje de radiación de frenado.

4.2.4. Dependencia con el tamaño de campo

La variación de la forma de la curva de PDP con el tamaño de campo es poco significativa a partir de haces cuyos tamaños sean suficientes grandes para que se produzca un equilibrio en la dispersión de los electrones en el eje. Para campos más pequeños, son más los electrones dispersados fuera del eje que los que entran, y por lo tanto disminuye la fluencia y la dosis absorbida en el eje (Figura 11).

Esta falta de balance en la dispersión de los electrones se traduce en que los porcentajes altos de la curva de PDP se acercan a la superficie, cuando el tamaño de campo disminuye, con un incremento de la dosis absorbida en la superficie, mientras la profundidad del alcance práctico no varía, y el gradiente disminuye. El efecto de la falta de equilibrio electrónico es más acusado para las altas energías.

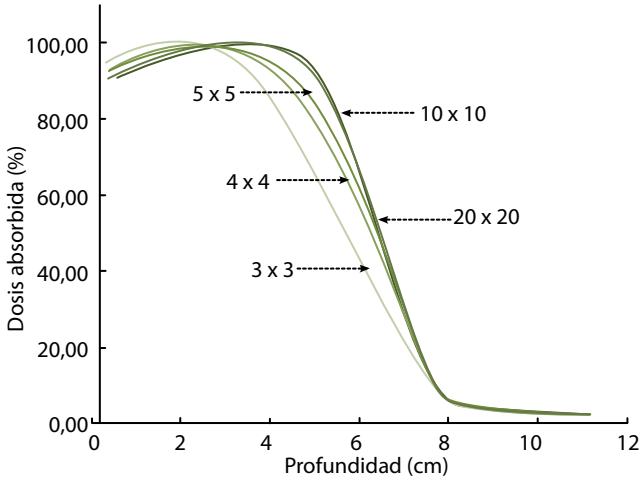

Figura 11. Variación del PDP con el tamaño de campo a la DFS de 100 cm.Energía 15 MeV, campos cuadrados de 3 a 20 cm de lado. Datos de ICO- SFMPR.

4.2.5. Dependencia con la distancia a la fuente

A diferencia de los tratamientos con haces de fotones que se realizan de forma isocéntrica, los tratamientos con electrones se hacen a la distancia nominal de trabajo (100 cm), quedando el final del aplicador que colima y define el campo de tratamiento a una distancia de la superficie inferior a los 5 cm. Lógicamente no es posible hacer tratamientos a una distancia menor, pero si a una mayor.

Si se trabaja a distancias mayores de 100 cm, se ha de tener en cuenta la posición de la fuente virtual que como se vio en el punto 4.1, es muy diferente de la distancia nominal. Se habrán de introducir los nuevos valores de la distancia, si se ha de calcular la tasa de dosis absorbida utilizando la ley del inverso del cuadrado de la distancia.

En cuanto a la forma de la curva *PDP*, es la que vemos en la figura 12, cuando la distancia a la fuente aumenta, la profundidad del valor máximo también aumenta, y el porcentaje de la dosis absorbida en superficie disminuye. Se puede decir que la forma de la curva es más conveniente, pero se ha de ver la distribución no solo en el eje sino en todo el volumen, y se comprueba que cuando la distancia entre el final del aplicador y la superficie aumenta, la forma de las curvas de isodosis es menos "apropiada", los perfiles son menos planos debido a la mayordispersión de los electrones en el aire que queda entre el aplicador y la superficie del medio (o del paciente).

4.2.6. Dependencia con la incidencia oblicua del eje del haz respecto a la superficie del medio

La incidencia oblicua produce un efecto en la curva de distribución de dosis absorbida en el eje, debido a los cambios en la penetración efectiva y también a los cambios en la dispersión de los electrones.

Una forma de evaluar el efecto de forma simple, es considerar solamente la diferencia en la distribución de dosis absorbida debido a la diferencia en la *DFS*, así tendremos que los puntos cuya distancia a la fuente es mayor por la angulación recibirán menor dosis absorbida que los situados a la misma profundidad cuando el eje está a 0°, y al contrario para los puntos más cercanos.

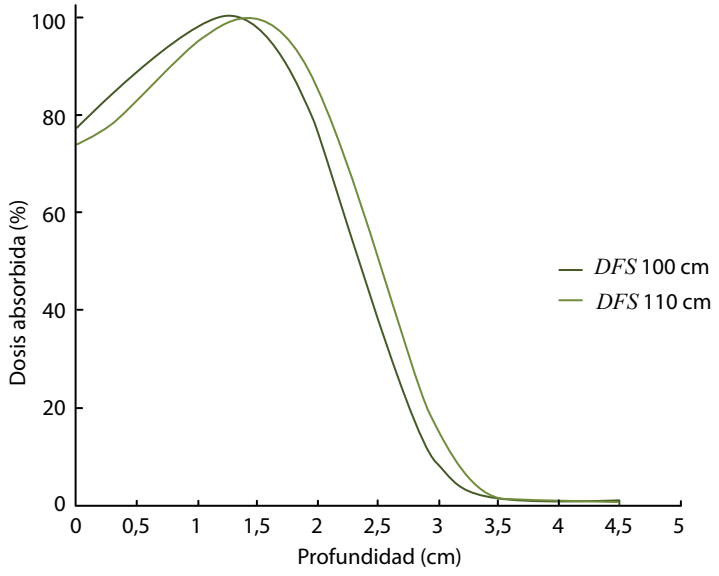

Figura 12. Influencia de la distancia foco-superficie en una curva de *PDP* de electrones de 6 MeV, campo de 15 cm x 15 cm a *DFS* de 100 cm. Datos de ICO-SFMPR.

McKenzie (McKenzie 1979), estudia el efecto dividiendo el haz en haces elementales, demostrando que la dispersión funciona de forma contraria en las proximidades de la superficie que en las zonas más profundas dando lugar a las distribuciones que se presentan en la figura 13; al incrementarse el ángulo de incidencia, el máximo de dosis absorbida se aproxima a la superficie a la vez que aumenta el valor de dosis absorbida respecto de la que habría si el haz fuera perpendicular a la superficie; además, la pendiente de la zona por detrás del máximo disminuye y la dosis absorbida residual aumenta.

4.3. Distribuciones de dosis absorbida en planos perpendiculares al eje del haz. Perfiles

Los perfiles no son diferentes de los obtenidos en haces de fotones, y suministran la misma información en cuanto a la uniformidad del haz, penumbras, etc.

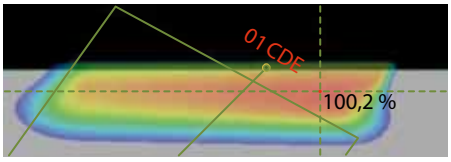

Figura 13. Influencia de la incidencia oblicua del eje del haz, en la distribución de dosis absorbida. Electrones de 9 MeV, campo de 15 cm x 15 cm a la *DFS* de 100 cm. Ángulo de incidencia 30°. Datos de ICO-SFMPR.

La forma del perfil depende de la energía del haz, de la distancia entre el final del aplicador y la superficie del medio, del filtro dispersor del acelerador, etc. La penumbra se define como la distancia entre las profundidades del 80% y del 20% de la dosis absorbida máxima; el valor está alrededor de 1 cm, siendo menor para las energías más altas (Figura 14).

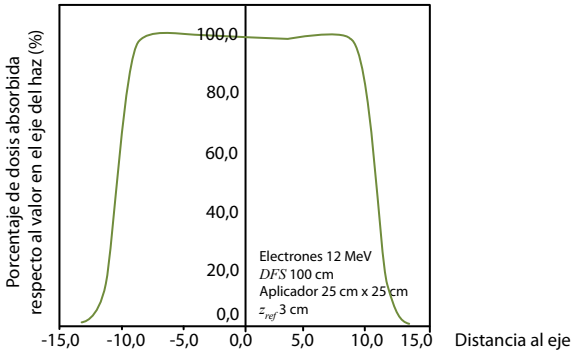

Figura 14. Distribución de la dosis absorbida en uno de los ejes perpendiculares al eje del haz de electrones de energía 12 MeV, en un campo de 25 cm x 25 cm a *DFS* de 100 cm y profundidad del máximo de dosis absorbida. Datos de ICO-SFMPR.

5. Referencias

[1] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, (1984). Radiation dosimetry: *Electron Beams with Energies between 1 and 50 MeV*. ICRU Rep. 35, Bethesda, MD.

[2] KLEVENHAGEN STANLEY C. (Madison, Wisconsin, 1993). *Physics and Dosimetry of Therapy Electron Beams*. Medical Physics Publishing.

[3] McKENZIE A.L. (1979). *Air gap correction in electron treatment planning*. Phys. Med. Biol., 24, 628-635.

[4] REAL DECRETO 1566/1998. BOE 28/08/1998. *Establecimiento de los Criterios de Calidad en Radioterapia*.

6. Bibliografía

[1] AAPM (1994). *Task Group 40*: *Comprehensive QA forradiationoncology*. Med. Phys. 21, 581.

[2] IAEA (Vienna, 2000). *Aspectos físicos de la garantía de calidad en Radioterapia. Protocolo de control de calidad*. TECDOC 1151.

[3] IAEA (Vienna, 2005). *Review of Radiation Oncology Physics*: *A Handbook for Teachers and Students*. Edited by E.B. Podgorsak.

[4] ICRU (2001). *Dosimetry of High-Energy Photon Beams based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Report 64. Nuclear Technology Publishing, 1.

[5] ICRU (2004). *Prescribing, Recording and Reporting Electron Beam Therapy*. ICRU Report 71. Oxford University Press 4.

[6] IEC (2007). *Medical electrical equipment. Medical electrical accelerators. Performance characteristics*. 60976.

[7] IEC (2008). *Medical electrical equipment. Medical electron accelerators. Guidelines for functional performance characteristics*. 60977.

[8] MAYLES P., NAHUN A., ROSENWALD J.C. (New York, London 2007). *Handbook of Radiotherapy Physics. Theory and Practice. Taylor & Francis*.

[9] SEFM (Madrid, 1984). *Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre* 1 *MeV y* 50 *MeV en radioterapia de haces externos*. SEFM 84-1.

Tema 3:
Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

M. Cruz Lizuain Arroyo

Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

M. Cruz Lizuain Arroyo
Servicio de Física Médica y Protección Radiológica (SFMPR)
Institut Català d'Oncologia (ICO)
lizuain@telefonica.net

1. Introducción

El objetivo de la dosimetría en radioterapia es conocer la distribución de la dosis absorbida en el tejido irradiado. Este es un proceso complejo en el que intervienen los datos anatómicos del paciente y la distribución de dosis absorbida en un medio homogéneo producido por uno o varios haces de radiación de unas características concretas.

La obtención de la distribución de dosis absorbida en un medio homogéneo, que denominamos dosimetría física, conlleva una serie de pasos encadenados, el primero y más importante es la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia.

Esta determinación se podría hacer por distintos métodos, algunos difíciles y caros de implementar en un hospital, pero en la práctica el más idóneo es el uso de una cámara de ionización calibrada en un laboratorio nacional o en un laboratorio de calibración acreditado.

Con el fin de homogenizar criterios, distintas organizaciones científicas, nacionales e internacionales como: Nordic Association of Clinical Physics (NACP1980), Sociedad Española de Física Médica (SEFM 1984, 1987), Nederlandse Commissie voor Stranlings dosimetrie (NCS 1986), American Association of Physicists in Medicine (AAPM 1983,1991, 1994, 1999), International Atomic Energy Agency (IAEA 1987, 1997, 2000), Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology (IPSM 1990, 1996) han publicado protocolos o procedimientos de trabajo que permiten determinar la dosis absorbida con un alto nivel de consistencia entre los diferentes países y centros.

Los diversos protocolos acreditados proporcionan además del formalismo para la determinación de la dosis absorbida, valores numéricos de los datos que intervienen en los cálculos, estimados con la menor incertidumbre posible y también recomendaciones relativas al equipo más adecuado que se ha de utilizar en cada caso.

El objetivo de este tema es estudiar el método general para la determinación de la dosis absorbida en agua, partiendo de medidas con cámaras de ionización calibradas bien en aire como se trabajaba hasta hace unos años, o en agua que es la recomendación actual.

En el tema siguiente se describe el formalismo para la determinación de la dosis absorbida, siguiendo el protocolo del Organismo Internacional de Energía Atómica TRS 398 (Andreo y cols. 2000), basado en medidas en agua, teniendo en cuenta las correcciones que se han de introducir en la fórmula general dependiendo del tipo y energía del haz de radiación.

2. Listado y significado de términos, símbolos y siglas utilizados en el texto

cav	En el contexto de estos procedimientos, representa la cavidad de la cámara de ionización.
dosímetro	Conjunto formado por una cámara de ionización y un electrómetro.
$\bar{E}_0$	En un haz de electrones: energía media del espectro de energías en la superficie del medio (MeV).
$\bar{E}_z$	En un haz de electrones: energía media del espectro de energías en la profundidad z del medio (MeV).
g	Fracción de la energía cinética inicial de los electrones generados por el haz de ^{60}Co, que se ha perdido en forma de radiación de frenado.
K_{air}	Kerma en un punto en el aire, en el seno del aire (Gy).
k_i	Factor de corrección general que corrige por el efecto debido a la diferencia entre el valor de la magnitud de influencia "i" en la calibración del dosímetro y en las condiciones de trabajo del usuario.
k_{att}	Factor que tiene en cuenta la atenuación (absorción y dispersión) de los fotones en el material de la cámara de ionización y de la caperuza de equilibrio.
k_{cel}	Factor que tiene en cuenta la no equivalencia a aire del electrodo central de la cámara de ionización cilíndrica.
k_h	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de la humedad, si el coeficiente de calibración está referido a aire seco.
k_m	Factor que tiene en cuenta la no equivalencia a aire de los materiales de la cámara y de la caperuza de equilibrio para la energía del ^{60}Co.
k_{pol}	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto del cambio de polaridad en el voltaje de polarización aplicado a la cámara.

k_{Q,Q_o} Factor que corrige por la diferencia de la respuesta de la cámara en la calidad de referencia Q_0 usada en la calibración y la calidad Q en la que se realiza la medida.

k_s Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el defecto en la carga colegida, debido a la recombinación de iones.

k_{TP} Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de la diferencia entre la presión y la temperatura especificadas en el certificado de calibración de la cámara y las de estas mismas magnitudes en las condiciones de medida.

M_Q En este contexto: lectura del dosímetro (C, nC o div.).

$N_{D,air}$ Coeficiente de calibración de una cámara de ionización , en unidades de dosis absorbida en aire, en el aire de la cavidad, para la energía de ^{60}Co (Gy/C o Gy/div.).

$N_{K,air}$ Coeficiente de calibración de una cámara de ionización , en unidades de kerma en aire, en el seno del aire, para la energía de ^{60}Co (Gy/C o Gy/div.).

p_{cav} Factor que corrige la respuesta de la cámara de ionización por los efectos relativos a la cavidad de aire, no equivalente a agua.

p_{cel} En las cámaras cilíndricas, factor que corrige la respuesta de la cámara por la perturbación producida por el electrodo central de material diferente al medio.

p_{dis} Factor que tiene en cuenta el efecto de reemplazar el volumen de agua por el detector, cuando se toma como punto de referencia de la cámara el centro geométrico de la misma.

P_{eff} Punto efectivo de la cámara de ionización, que depende de la forma y volumen de la cámara y de la calidad del haz.

$(PSDL)$ Laboratorio de calibración acreditado con patrón primario (*Primary standard dosimetry laboratory*).

p_{wall} Factor que corrige la respuesta de la cámara de ionización por los efectos relativos al material de la pared de la cámara y de la funda o camisa que se utilice.

Q En este contexto representa la calidad del haz; Q_0 calidad del haz de referencia (en el que se ha calibrado la cámara de ionización).

R_{50} Profundidad del 50% de la dosis absorbida máxima. En haces de electrones de dimensiones superiores a 20 cm x 20 cm representa el índice de calidad del haz (g/cm^2).

$s_{m,air}$ Razón de poderes de frenado medio-aire, definido como la razón de la media de los poderes de frenado másicos de colisión, promediados en el espectro total de electrones y restringidos a pérdidas energéticas inferiores a Δ = 10 keV, entre un material m y el aire.

$(SSDL)$ Laboratorio de calibración acreditado con patrón secundario. (*Secondary standard dosimetry laboratory*).

$s_{w,air}$ Razones de poderes de frenado agua-aire.

$TPR_{20,10}$ Índice de calidad de un haz de fotones. Razón tejido-maniquí en agua, a las profundidades de 20 y 10 cm, en un campo de 10 cm x 10 cm a la DFC de 100 cm.

$(wall)$ En el contexto de estos procedimientos, representa la pared de la cámara de ionización.

W_{air} Energía media necesaria para producir un par de iones en el aire seco.

X Exposición en un punto en el seno del aire (C/kg).

z_{ref} Profundidad de referencia.

3. Protocolos basados en calibraciones en kerma en aire

Los protocolos de dosimetría (códigos de buena práctica), basados en la utilización de una cámara de ionización calibrada en unidades de kerma en aire, K_{air}, en un haz de ^{60}Co, comienzan a publicarse en la década de los 80: NACP 1980; SEFM 1984,1987; NCS 1986; IAEA 1987, 1997; IPEMB 1990. A este mismo periodo pertenecen los protocolos de la Asociación Americana de Físicos en Medicina, AAPM 1983, 1991, pero su formalismo parte de la exposición en lugar del kerma en aire.

Todos estos protocolos recomiendan el mismo método para la determinación de la dosis absorbida:

- Determinación, en un laboratorio de calibración, del coeficiente de calibración de la cámara de ionización de referencia,en unidades de kerma en aire, en el seno del aire, en un haz de ^{60}Co, coeficiente denominado $N_{K,air}$.
- El usuario calcula el coeficiente de calibración de la cámara de ionización: en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad $N_{D,air}$.
- Determinación de la dosis absorbida agua, en el haz del usuario en condiciones de referencia.

En estos procedimientos se incluyen recomendaciones respecto a las condiciones en que se ha de determinar la dosis absorbida, llamadas "condiciones de referencia" y definidas como un conjunto de valores de las magnitudes de influencia para las cuales es válido el coeficiente de calibración sin realizar ninguna corrección adicional. Las condiciones de referencia se refieren a la geometría y características del haz de radiación, condiciones ambientales, etc. y también a las características del equipo de medida idóneo para realizar estas determinaciones.

3.1. Condiciones de referencia

En fotones, es preceptivo que las medidas se realicen en el seno del agua, nunca en plástico. En electrones se recomienda agua preferentemente, salvo en las energías muy bajas en la que se puede utilizar plástico de una densidad conocida.

Los parámetros geométricos del haz de radiación han de ser cercanos a los usuales de tratamiento. Cámaras de ionización cilíndricas tipo Farmer para fotones y plano-paralelas para electrones. Se introduce el concepto de punto efectivo de la cámara. Se incluyen tablas de factores de corrección por las distintas magnitudes de influencia: presión, temperatura, humedad, efecto polaridad y recombinación de la cámara de ionización, etc., también

tablas de las razones de poderes de frenado agua-aire ($s_{w,air}$) en un rango de energías amplio, factores de corrección por el material de la cámara, y tablas con las características de construcción de las cámaras de ionización más utilizadas, etc.

Otro conjunto de recomendaciones se refiere a la caracterización del haz. Se introduce como índice de calidad de fotones el cociente de razones tejido-maniquí, (*tissue phantom ratio*) a las profundidades 20 y 10 cm ($TPR_{20,10}$) y para haces de electrones, la energía media en superficie $\bar{E}_0$. También se detalla el formalismo para determinar estos índices, a partir de medidas de la distribución de la dosis absorbida o de la ionización, en agua.

A continuación incluimos en la tabla 1, un resumen de las condiciones de referencia recomendadas en el protocolo internacional de la IAEA (IAEA 1987), prácticamente coincidentes con las recomendaciones de la SEFM (SEFM 1984,1987).

Mención aparte merecen los protocolos TRS 381 (IAEA 1997) y TG-39 (AAPM 1994) dedicados exclusivamente a la utilización de cámaras de ionización plano-paralelas en la dosimetría de haces de electrones de alta energía.

	Haces de Electrones		Haces de Fotones	
Calidad del haz	$\bar{E}_0 \geq$ 10 MeV	$\bar{E}_0 <$ 10 MeV	$TPR_{10}^{20} \leq 0,70$	$TPR_{10}^{20} > 0,70$
Tipo de cámara de ionización	Cilíndrica o Plano-paralela	Plano-paralela	Cilíndrica	Cilíndrica
Medio	Agua	Plástico o agua	Agua	Agua
Posición del punto efectivo de la cámara (z_{eff})	0,5 r[1] o centro de la superficie frontal de la cavidad de aire	Centro de la superficie frontal de la cavidad de aire	0,6 r	0,6 r
Profundidad de referencia (z_{ref})	Máximo de dosis absorbida	Máximo de dosis absorbida	5 cm	10 cm
Distancia fuente-superficie (cm)	Usual de tratamiento 100	Usual de tratamiento 100	Usual de tratamiento 100	Usual de tratamiento 100
Tamaño del campo (cm x cm)	≥10 x 10	≥10 x 10	≥10 x 10	≥10 x 10

Tabla 1. Condiciones de referencia recomendadas para la determinación de la dosis absorbida en agua a partir de medidas con cámara de ionización en los protocolos basados en $N_{K,air}$.

[1] Radio interno de la cámara cilíndrica.

3.2. Determinación del coeficiente de calibración de la cámara $N_{D,\,air}$

La Asociación de Físicos de Hospital de los Países Nórdicos propone en su protocolo NACP 1980 una forma directa de obtener la dosis en agua a partir del coeficiente de calibración en kerma en aire. Los demás protocolos utilizarán el mismo formalismo que pasará a ser el formalismo de elección en dosimetría de haces clínicos.

El método consiste en determinar, en un laboratorio de calibración, el kerma en aire en el volumen de la cámara del usuario por comparación con una cámara patrón de volumen y materiales conocidos con mucha exactitud, aplicando factores de corrección por la no equivalencia a aire de las paredes de la cámara del usuario.

En primer lugar, se determina el kerma en aire K_{air} con la cámara patrón y después se posiciona la cámara del usuario con su caperuza de equilibrio en el punto (en el aire) donde conocemos el K_{air}. El coeficiente de calibración de la cámara $N_{K,air}$ viene dado por el cociente:

$$N_{K,air} = \frac{K_{air}}{M_{Q_0}} \tag{1}$$

siendo M_{Q_0} la lectura del conjunto cámara-electrómetro corregida por las magnitudes de influencia: (presión, temperatura, polaridad, recombinación, etc).

El segundo paso consiste en el cálculo del coeficiente $N_{D,air}$ definido como:

$$N_{D,air} = \frac{\bar{D}_{air}}{M_{Q_0}} \tag{2}$$

siendo:

$\bar{D}_{air}$ dosis absorbida en aire promediada en el volumen de la cámara

$N_{D,air}$ coeficiente de calibración de la cámara del usuario con el que se podrá obtener la dosis absorbida media en el aire de la cavidad a partir de la lectura de la cámara

Por otro lado, la definición de dosis absorbida en la cavidad de aire conduce a la siguiente expresión:

$$\bar{D}_{air} = \frac{Q}{m_{air}}\frac{W_{air}}{e} = \frac{Q}{\rho_{air} V_{ef}}\frac{W_{air}}{e} \tag{3}$$

siendo:

- Q carga liberada en la cavidad de la cámara de ionización corregida a las condiciones de P,T y humedad en que se haya fijado ρ_{air}
- m_{air} masa del aire de la cavidad de la cámara
- ρ_{air} densidad del aire de la cavidad en condiciones de referencia de presión y temperatura
- V_{ef} volumen efectivo del aire de la cámara
- $\frac{W_{air}}{e}$ energía media necesaria para formar un par de iones en aire seco, por unidad de carga eléctrica

Sustituyendo la expresión de $\bar{D}_{air}$ en la ecuación (2), se llega a:

$$N_{D,air} = \frac{Q}{M}\frac{1}{\rho_{air}V_{ef}}\frac{W_{air}}{e} \tag{4}$$

Dado que el cociente $\frac{W_{air}}{e}$ se puede considerar constante con la energía, en el rango de las energías utilizadas en radioterapia, la única dependencia de $N_{D,air}$ será del volumen de la cavidad V_{ef}, de la densidad del aire (ρ_{air} = constante) y del cociente Q/M, que también será constante ya que lógicamente M, una vez corregida por las magnitudes de influencia será proporcional a la carga liberada Q, luego el coeficiente $N_{D,air}$ solamente depende de las características de la cámara de ionización: material y volumen sensible. Cada cámara tiene un único coeficiente $N_{D,air}$.

Cuando se determina K_{air} en el laboratorio patrón, la cámara de ionización ha de tener una gruesa pared de grafito (y una caperuza de equilibrio) que permita asegurar el equilibrio electrónico en el aire de la cavidad. El material de estas paredes no es totalmente equivalente a aire y por lo tanto se han de incorporar factores de corrección que corrijan por esta falta de equivalencia.

Así la dosis absorbida media en el aire de la cavidad, producida por un haz de ^{60}Co, vendrá expresada por:

$$\bar{D}_{air} = K_{air}(1-g)k_m k_{att} k_{cel} \tag{5}$$

siendo:

- g fracción de la energía cinética inicial de los electrones generados por el ^{60}Co, que se ha perdido en forma de radiación de frenado
- k_m factor que tiene en cuenta la no equivalencia a aire de los materiales de la cámara y de la caperuza de equilibrio para la energía del ^{60}Co
- k_{att} factor que tiene en cuenta la atenuación y dispersión de los fotones en el material de la cámara y de la caperuza
- k_{cel} factor que tiene en cuenta la no equivalencia a aire del electrodo central

Dividiendo ambos miembros de la ecuación (5) por el valor de la lectura corregida de la cámara de ionización y teniendo en cuenta las ecuaciones 1 y 2, se llega a la expresión de $N_{D,air}$.

$$N_{D,air} = N_K (1 - g) k_m k_{att} k_{cel} \tag{6}$$

En los protocolos TRS 277 (IAEA 1987) y SEFM (SEFM 1984, 1987) se incluyen tablas de estos factores para la mayoría de las cámaras de ionización disponibles en el mercado.

Como se ha dicho, el coeficiente $N_{D,air}$ es constante con la energía, por lo tanto el usuario podrá determinar el valor promedio de la $\bar{D}_{air}$ para cualquier calidad del haz Q con la expresión siguiente:

$$\bar{D}_{air} = M_Q N_{D,air} \tag{7}$$

3.3. Dosis absorbida en agua

Según la teoría de Bragg Gray, la dosis absorbida en un punto de un medio (agua), determinada a partir de la medida de la carga con una cámara de ionización calibrada, posicionada de forma que el punto efectivo de dicha cámara coincida con el punto P, viene dado por:

$$D_{w,Q}(P_{eff}) = M_Q N_{D,air} (s_{w,air})_Q p_Q \tag{8}$$

siendo:

M_Q lectura del conjunto cámara de ionización-electrómetro (C o div.) corregida por los efectos de temperatura, presión, humedad, polaridad y saturación

$N_{D,air}$ dosis absorbida en el aire de la cavidad de la cámara por unidad de lectura corregida, expresado en Gy/C o Gy/div. Es el coeficiente de calibración de la cámara que permite transformar la lectura corregida, en dosis absorbida en el aire de la cavidad, en unas condiciones de referencia establecidas por el laboratorio de calibración

$(s_{w,air})_Q$ razón de poderes de frenado agua-aire para la calidad del haz del usuario (Q)

p_Q factor que corrige la perturbación producida por la falta de equivalencia entre el detector y el medio en el que se realiza la medida. Depende de la calidad del haz, así como de las dimensiones y material del detector. Generalmente se expresa como un producto de varios factores, cada uno de los cuales representa la corrección por los diferentes efectos

Para esta determinación, la cámara de ionización está inmersa en un maniquí de agua con una camisa o funda de un material plástico (de densidad y características conocidas) que impida la entrada de agua (innecesaria en las cámaras sumergibles). El punto efectivo de la cámara P_{eff} deberá coincidir con la profundidad de referencia. En caso contrario se habrá de introducir un factor de corrección o factor de desplazamiento, dependiente de la energía y del volumen de la cámara (véase el apartado nº 6).

4. Protocolos basados en calibraciones en dosis absorbida en agua

Si la magnitud a determinar es la dosis absorbida en agua en el seno del agua, es lógico que loslaboratorios de calibración trabajasen en dar un coeficiente en esa magnitud. En 1988 el «Comité Consultatif pour les Étalons de Mesure des Rayonnements Ionisants» (Section I) (CCEMRI 1988), lo considera una recomendación de mayor importancia. Aunque solamente el método basado en el *calorímetro de agua* determina directamente la dosis absorbida en agua, en un maniquí de agua, se ha desarrollado una metodología suficientemente precisa y se han calculado los factores de perturbación necesarios para la utilización de otros procedimientos, como son: la dosimetría química, el calorímetro de grafito y desde luego la dosimetría con cámara de ionización.

Muchos laboratorios de calibración, están suministrando actualmente, coeficientes de calibración, en términos de dosis absorbida en agua $N_{D,w}$ en haces de ^{60}Co, y algunos laboratorios extienden el rango de calibraciones a fotones y electrones de alta energía.

El procedimiento para la determinación de la dosis absorbida en agua a partir de patrones de dosis absorbida en agua, se ha publicado por parte de varias organizaciones como el IPSM (IPSM 1990), DIN 6800-2 (DIN 1997), TG-51 (AAPM 1999) e IAEA (Andreo y cols. 2000).

En el año 2001, la Sociedad Española de Física Médica recomienda a sus miembros la utilización del protocolo TRS-398 de la IAEA publicado en el año 2000 (Andreo y cols. 2000). A partir de aquí nos referiremos a este protocolo como el TRS-398.

4.1. Ventajas de estos protocolos

Reducción de la incertidumbre. Cuando se utiliza el método basado en $N_{D,air}$ los factores de perturbación que intervienen en la determinación de la D_w, son calculados teóricamente, a partir de unos datos de la cámara suministrados por el fabricante, y no son tenidas en cuenta las diferencias estructurales entre cámaras del mismo modelo. En este caso, el laboratorio patrón suministra un $N_{D,w}$ obtenido para la cámara del usuario en unas condiciones similares a su utilización en el hospital, lo cual implica una menor incertidumbre.

Un sistema robusto de patrones primarios. Hasta ahora todos los patrones nacionales se basaban en una calibración en unidades de kerma en aire, trazables a un patrón primario de kerma en aire para el ^{60}Co. Aunque existía buena concordancia, no obstante se habían encontrado algunas diferencias en los factores que entraban en el formalismo, por ejemplo en el factor que tiene en cuenta la atenuación de la pared de la cámara. Con los nuevos protocolos basados en $N_{D,w}$ no es necesario introducir ningún factor y por lo tanto hay una mejor concordancia entre los patrones nacionales.

La utilización de un método simple. En el sistema anterior era necesario calcular muchos factores que intervenían en la determinación de la dosis absorbida: corrección por el punto efectivo, factores de perturbación, razones de poderes de frenado, etc., mientras que con los nuevos procedimientos solamente se ha de estimar un factor de corrección por la calidad del haz, que en algunos casos, lo suministra el propio laboratorio de calibración.

Homogeneidad del método. Se utiliza la misma formulación para la determinación de la dosis absorbida en todos los tipos de haces de radiación utilizados en terapia desde rayos X de baja energía hasta protones o iones pesados.

4.2. Determinación del coeficiente de calibración de la cámara $N_{D,w,Q}$

El laboratorio de calibración suministra al usuario, un coeficiente de calibración de la cámara de ionización en términos de dosis absorbida en agua para una calidad de haz, generalmente de ^{60}Co, representado por N_{D,w,Q_0}. Aquí Q_0 representa la energía del cobalto.

A diferencia del coeficiente $N_{D,air}$ que es único para cada cámara, el coeficiente $N_{D,w,Q}$ lógicamente, varía con la calidad del haz. Así, el laboratorio de calibración debería suministrar al usuario un conjunto de coeficientes en un rango que cubra el de las energías de fotones y electrones disponibles en el hospital, o un conjunto de factores de corrección. Desgraciadamente pocos laboratorios nacionales están en condiciones de ofrecer este servicio, y el usuario ha de conformarse con obtener los factores de corrección de los protocolos recomendados, como veremos más adelante.

4.3. Formalismo para la determinación de la dosis absorbida en agua

El formalismo para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia, es muy sencillo:

Si la calidad de calibración Q_0 coincide con la del usuario en el hospital Q, la determinación de la dosis absorbida se hará de forma simple mediante la ecuación:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q} \tag{9}$$

Si Q es diferente de Q_0, se ha de introducir un factor de corrección k_{Q,Q_0} que tiene en cuenta estas diferencias.

En todos los casos M_Q representa la lectura del instrumento de medida corregida por las magnitudes de influencia: presión, temperatura, humedad, polaridad, recombinación, etc., que son diferentes en el haz del usuario, de las que se dieron en el laboratorio patrón.

Las condiciones de referencia, se tratarán en el próximo tema, individualizadas para las distintas calidades de haces.

4.4. Factores de corrección por la calidad del haz

Como ya se ha dicho, cuando un dosímetro se utiliza en un haz de calidad Q diferente a la de la calibración Q_0, la dosis absorbida en agua viene dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \tag{10}$$

siendo, k_{Q,Q_0} el factor que corrige por la diferencia entre la calidad del haz del usuario Q y la calidad del haz Q_0, en el que fue hecha la calibración del dosímetro, definido como el cociente:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \tag{11}$$

Idealmente el factor k_{Q,Q_0} debería ser medido directamente para cada cámara y cada calidad disponible. Como ya se ha dicho, no es habitual que los laboratorios primarios dispongan de aceleradores lineales con haces de fotones y electrones de distintas energías y tampoco patrones que permitan determinar la dosis absorbida para los diferentes haces.

Si no se dispone de valores experimentales de k_{Q,Q_0}, se puede calcular teóricamente a partir de las expresiones, comentadas en el punto 3.3 y que se derivan de la teoría de Bragg-Gray:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q}{(s_{w,air})_{Q_0}} \frac{(W_{air})_Q}{(W_{air})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \tag{12}$$

Esta expresión es válida para todo tipo de haces de alta energía, con:

$(s_{w,air})_Q$ razones de poderes de frenado agua-aire de Spencer Attix, para haces de energía Q

W_{air} energía media necesaria para crear un par de iones en aire seco

p_Q factor de corrección por perturbación de la fluencia mediante el cual se pasa de las condiciones ideales de un detector Bragg-Gray a las reales de una cámara de ionización

Si como se vio en el punto 3.2, W_{air} es constante en el rango de energía con la que se trabaja, en radioterapia, llegamos a que k_{Q,Q_0}, se puede calcular a partir de una sencilla expresión:

$$k_{Q,Q_0} \cong \frac{(s_{w,air})_Q}{(s_{w,air})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \tag{13}$$

El factor de corrección por perturbación p_Q se puede expresar como un producto de factores cada uno de los cuales corrige por un efecto:

$$p_Q = p_{cav} \cdot p_{wall} \cdot p_{dis} \cdot p_{cel} \tag{14}$$

siendo:

p_{cav} factor de corrección por la perturbación en la fluencia debida a la cavidad de aire

p_{wall} factor de corrección por la perturbación producida por el material de la pared de la cámara de ionización y de la funda o camisa

p_{cel} factor de corrección por la no equivalencia al medio del material del electrodo central

p_{dis} factor de que tiene en cuenta el reemplazar el volumen de agua por el volumen de la cavidad cuando se toma como punto de referencia de la cámara el centro de la misma

En el Apéndice II del protocolo TRS-398 se dan valores de estos factores y también del producto $(s_{w,air})_{Q_0} p_{Q_0}$ para la mayoría de las cámaras de ionización cilíndricas, cuando Q_0 es la energía del ^{60}Co.

5. Razones de poderes de frenado agua-aire $s_{w,air}$

La determinación de la dosis absorbida en un medio mediante una cámara de ionización, se basa en la teoría de Bragg-Gray, la cual relaciona la dosis absorbida en un punto del medio (agua), D_w con la dosis absorbida media en el aire del detector $\bar{D}_{air}$, mediante un factor de proporcionalidad definido como la razón de poderes de frenado másico (de colisión) agua-aire:

$$D_w = \bar{D}_{air} \cdot s_{w,air} \tag{15}$$

En la aplicación de la teoría de Bragg-Gray se asume que la fluencia de electrones en el detector es la misma que habría en el medio si no existiera la perturbación del detector.

La teoría de la cavidad se explica detalladamente en el tema 4 del primer volumen de la presente colección de este curso, por lo que no se considera necesario repetirlo aquí.

5.1. Razones de poderes de frenado para haces de electrones

La característica más importante de los poderes de frenado agua-aire de electrones es su fuerte dependencia con la energía y la profundidad, debido a la gran variación del espectro de energías en las distintas profundidades en agua (Figura 1).

Diversos autores han calculado conjuntos de razones de poderes de frenado agua/aire para haces de electrones monoenergéticos mediante métodos de Monte Carlo. Hasta la publicación de los protocolos basados en $N_{D,w}$ la selección del valor del $s_{w,air}$ para el haz clínico se establecía a partir de un procedimiento basado en la energía media en superficie $\bar{E}_0$ y en la profundidad del punto de interés.

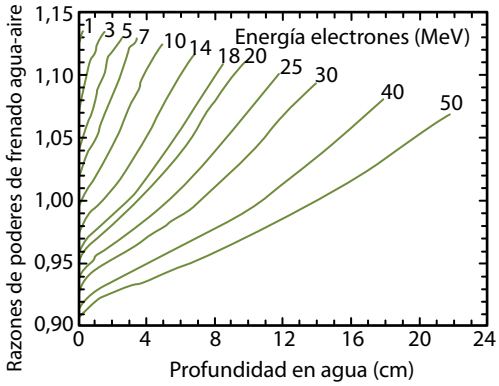

Figura 1. Variación con la profundidad de las razones de poderes de frenado de Spencer-Attix $s_{w,air}$ (Δ = 10 keV) derivados del espectro de electrones generado por Monte Carlo para haces de electrones anchos, monoenergéticos y plano-paralelos. Reproducción con permiso de Andreo (Andreo 1990).

En el protocolo TRS 381 se estudió en detalle la validez del método de selección del $s_{w,air}(\bar{E}_{0,z})$ para las cámaras plano-paralelas, llegando a la conclusión de que a pesar de que la distribución angular y energética de los haces clínicos son muy diferentes de las de un haz monoenergético, la variación en las razones de poderes de frenado está dentro del 1%.

En los últimos años se han calculado $s_{w,air}$ para haces de electrones clínicos simulando la cabeza de algunos aceleradores; los resultados han demostrado que no se esperan grandes cambios en la dosimetría de electrones debidos a la mejora en el cálculo de los $s_{w,air}$.

Los valores utilizados en el protocolo TRS 398 (Andreo y cols. 2000) provienen de estos cálculos ajustados a una expresión polinómica.

5.2. Razones de poderes de frenado para haces de fotones

Al contrario de lo que sucede en los haces de electrones, los $s_{w,air}$ de los fotones monoenergéticos son prácticamente constantes con la profundidad, a partir de la profundidad de equilibrio electrónico. El rango de variación con la energía es mucho más pequeño que el de los electrones con energía similar (Figura 2).

La constancia de los valores de los $s_{w,air}$ se alcanza a profundidades muy cercanas a la superficie, debido a la presencia de fotones de baja energía en la superficie.

Como en el caso de los electrones, diferentes autores han calculado conjuntos de razones de poderes de frenado, para diferentes haces clínicos y con distintos códigos de Monte Carlo, encontrando que la diferencia es despreciable.

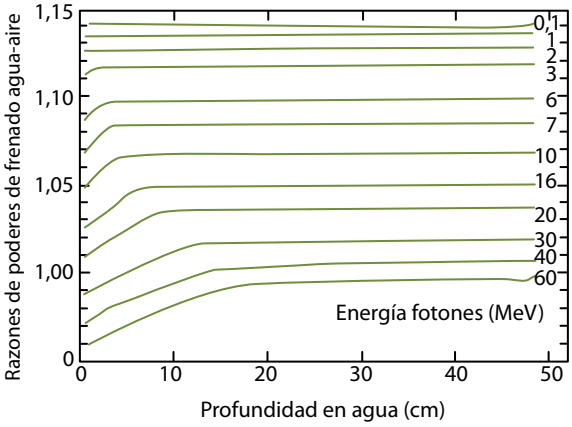

Figura 2. Variación con la profundidad de las razones de poderes de frenado de Spencer-Attix $s_{w,air}$ (Δ = 10 keV) derivados del espectro de electrones generado por Monte Carlo para haces de fotones anchos, monoenergéticos y plano-paralelos. Reproducción con permiso de Andreo y Nahum (Andreo y Nahum 1985).

6. Factores de perturbación

La aplicación directa de la teoría de la cavidad de Bragg-Gray para la determinación de la dosis absorbida en un medio, implicaría utilizar un detector equivalente a una pequeña burbuja de aire. Una exacta determinación de la dosis absorbida en el medio a partir de la ionización producida en el gas (aire) de la cámara, obliga a que las dimensiones de ésta sean inferiores al alcance en aire de los electrones (electrones secundarios si es un haz de fotones), de modo que la cavidad de la cámara no perturbe la fluencia de electrones presentes en el medio.

Las actuales cámaras de ionización utilizadas en dosimetría física, aunque de pequeño tamaño y con una cavidad de aire, están lejos de ser un perfecto detector de Bragg-Gray ya que su cavidad está limitada por una pared de grafito o PMMA[2], no equivalente al medio; las cilíndricas tienen un electrodo central generalmente metálico, etc. Así, las características estructurales de las cámaras de ionización introducen una perturbación en el medio que se ha de tener en cuenta y corregir.

6.1. Perturbación producida por la cavidad, factor p_{cav}

Una cavidad de aire se comporta como una heterogeneidad de baja densidad en el medio irradiado, así en un haz de electrones la fluencia es diferente dentro de la cavidad de la que hay en el medio, encontrándose zonas "calientes" y zonas "frías" en los límites de la cavidad. En la figura 3, (Harder1974), esquematiza el fenómeno. Debido a fenómenos de dispersión elástica, la distribución angular de los electrones se ensancha con la pro-

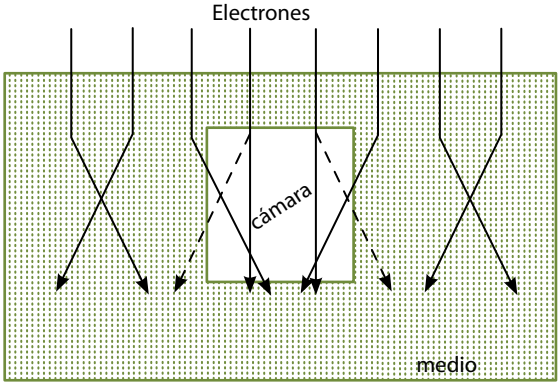

Figura 3. Perturbación de la fluencia de electrones producida por una cavidad de aire en un medio de mayor densidad. Adaptado de Harder (Harder 1974).

[2] Polimetil Metacrilato ($C_5H_8O_2$) también conocido como acrílico, plexiglás, perpex o lucita.

fundidad en la pared de la cámara y en el medio, mientras que este ensanchamiento es despreciable en el aire de la cavidad, por lo que el número de electrones dispersados fuera de la cavidad (*out-scattering*) es inferior a los que se dispersarían hacia dentro (*in-scattering*), produciéndose un aumento de la fluencia en la dirección del haz, respecto a la que se produciría si no estuviese la cámara.

Por lo tanto habría que introducir un factor p_{cav} que corrigiera por este efecto, y así tendríamos que la fluencia en el medio Φ_{med} (agua) en la profundidad de referencia (P_{eff}) es el producto de la fluencia promedio en el aire de la cavidad, multiplicado por el factor p_{cav} (ecuación 16).

$$\Phi_{med}(P_{eff}) = \bar{\Phi}_{cav} p_{cav} \tag{16}$$

La perturbación debida al "*in-scattering*" producida por una cámara tipo Farmer puede llegar al 3% para energías por debajo de 8 MeV en la profundidad de la medida; debido a esto se recomienda la utilización de cámaras plano-paralelas para trabajar en electrones de baja energía.

Las cámaras plano-paralelas tienen una cavidad de forma cilíndrica de diámetro muy superior a la altura de ésta, con lo que los electrones que entran en la cavidad lo hacen por la ventana frontal y no por los lados. Además disponen de un electrodo de guarda en forma de anillo que impide que los electrones producidos por el fenómeno "*in-scattering*" puedan contribuir a la lectura de la cámara (Figura 4). Si la cámara está bien construida, la fluencia dentro de la cavidad es equivalente a la que habría en el mismo punto en el medio homogéneo.

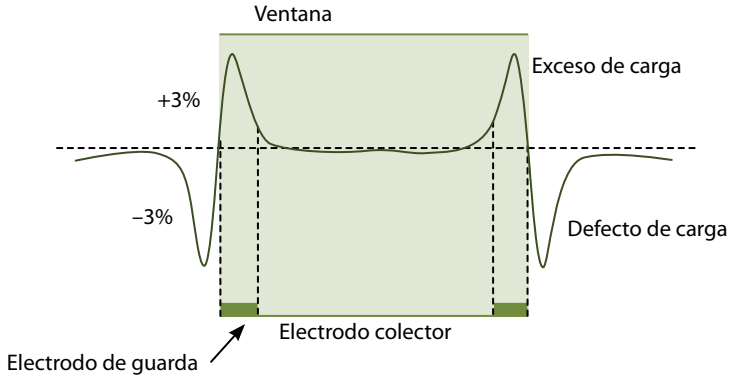

Figura 4. Cámara de ionización plano-paralela; la cavidad de aire en el haz de electrones produce un "in scattering" superior al "out scattering" y el electrodo de guarda impide que los electrones que entran incrementen la carga recogida por la cámara. Adaptado de Mattsson (Mattsson y cols. 1981).

En el caso de utilizar cámaras de ionización cilíndricas en haces de electrones, hay que introducir un factor de corrección p_{cav} cuyo valor es función del radio de la cámara r_{cyl} y de la energía (del índice de calidad) del haz de electrones R_{50}, pudiéndose calcular por la siguiente expresión:

$$p_{cav} = 1 - 0,0217 r_{cyl} e^{-0,153 R_{50}} \quad (17)$$

con r_{cyl} en mm y R_{50} en g/cm^2.

La expresión (17) solamente es válida a la profundidad de referencia, para cámaras con radio interno entre 1,5 y 3,5 mm y energías superiores de $R_{50} = 4$ g/cm^2.

En haces de fotones, en la zona donde se da equilibrio electrónico, la distribución angular y energética de los electrones secundarios no cambia con la profundidad y por lo tanto la perturbación debida a la cavidad es prácticamente nula, por lo que se puede tomar $p_{cav} = 1$. Pero en la zona cercana a la superficie, donde no existe equilibrio electrónico, se ha demostrado que existe perturbación por la cavidad no despreciable.

6.2. Perturbación producida por la pared de la cámara, factor p_{wall}

El material de la pared de la cámara de ionización, no es equivalente ni al aire de la cavidad ni al agua u otro medio, en la que está inmersa. En un haz de fotones, la fluencia de carga en la cavidad de aire proviene de los electrones generados por interacciones en el medio pero también de los generados en la pared de la cámara. Las condiciones para que se cumpla la teoría de Bragg-Gray, son que el número y la distribución angular y energética de los electrones en la cavidad se correspondan a la de los producidos por las interacciones de los fotones en el medio, por lo tanto habrá que introducir un factor que corrija esta perturbación.

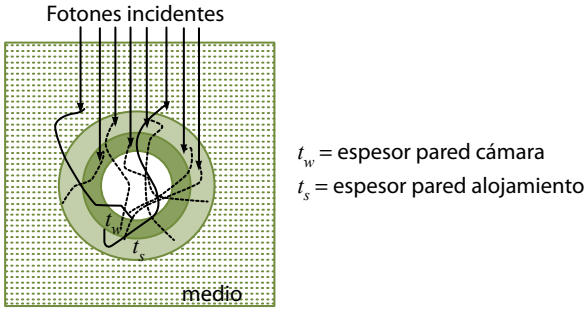

Figura 5. Perturbación producida por la pared de la cámara de espesor t_w y por el alojamiento o funda de espesor t_s, y de material distinto al medio. Parte de los electrones se generan en el medio y parte en la pared de la cámara y en el alojamiento. Adaptado de Mayles (Mayles y cols. 2007).

Este factor p_{wall} tiene en cuenta las diferencias entre los coeficientes de absorción de energía másicos de los fotones y las razones de poderes de frenado de los electrones, del material de la cámara de ionización y del medio. En el caso de las cámaras cilíndricas no herméticas, se suele utilizar una funda impermeable que la protege, el espesor de este material también contribuye en el factor p_{wall} (Figura 5).

La ecuación (18), propuesta por Almond y Svensson en 1997, Hanson y Domínguez Tinoco en 1985 y también por Gillin en 1985 (Gillin y cols. 1985) es la utilizada en los procedimientos actuales para el cálculo de p_{wall} en haces de fotones.

$$p_{wall} = \frac{\alpha \cdot s_{wall,air}(\mu_{en}/\rho)_{w,wall} + \tau \cdot s_{sleeve,air}(\mu_{en}/\rho)_{w,sleeve} + (1-\alpha-\tau)s_{w,air}}{s_{w,air}} \quad (18)$$

$$\alpha(t_{wall}) = 1 - e^{-11,88t_{wall}} \quad (19)$$

$$\tau(t_{sleeve}) = e^{-11,88t_{wall}}(1 - e^{-11,88t_{sleeve}}) \quad (20)$$

Los valores de α y de τ para el caso del ^{60}Co, se calculan con las expresiones (19) y (20) en función del espesor de la pared de la cámara t_{wall} y del espesor de la pared de la funda t_{sleeve} en g/cm^2. Para haces de alta energía, las fracciones de ionización α y τ se pueden obtener de los datos publicados en TRS-398. Para electrones, el valor de p_{wall} es aproximadamente 1.

En los valores de factores de corrección por la calidad del haz, publicados en TRS 398, se asume que la cámara de ionización está protegida del agua por una funda de PMMA de 0,5 mm de espesor.

En el caso de las cámaras planas la estimación de p_{wall} es problemática y se han publicado para el mismo tipo de cámara, valores que difieren hasta en un 3% (Kosunen y cols. 1994). Por esta razón se recomienda la calibración interna de estas cámaras en haces de electrones y no de fotones.

6.3. Perturbación producida por el electrodo central, factor p_{cel}

Las cámaras cilíndricas tienen el electrodo central de un material diferente al medio; suele ser de aluminio en la mayoría de las cámaras, aunque hay algunas con electrodo de grafito. La perturbación producida por el electrodo central se traduce en un incremento de la dosis absorbida respecto a la que se obtendría en una cavidad ideal de aire.

En haces de fotones, midiendo con cámaras cilíndricas de electrodo central de aluminio de 1 mm de diámetro, la respuesta de la cámara se incrementa entre 0,43 y 0,75% para energías en el rango: 0,80 > $TPR_{20,10}$ > 0,58 (Andreo y cols. 2000).

En el caso de electrones, se ha estimado tanto experimentalmente como por métodos de Monte Carlo un valor de p_{cel} de 0,993 (Andreo y cols. 2000) para las cámaras cilíndricas con electrodo de aluminio.

6.4. Perturbación producida por el desplazamiento del medio, factor p_{dis}. Punto efectivo

Al introducir la cámara de ionización en un medio se produce un desplazamiento de un volumen equivalente del material del medio, de dimensión no despreciable. Dependiendo del tipo de radiación (fotones o electrones) y de las dimensiones de la cámara, es posible que la distribución de la dosis absorbida varíe en un pequeño porcentaje en el espacio ahora ocupado por la cámara. Por otro lado el volumen de material desplazado ha sido reemplazado por el aire de la cavidad, con menor atenuación, esto implica que la lectura en el centro de la cámara sea superior a la lectura en el mismo punto del medio, si no existiera la cámara.

El exceso de dosis absorbida debido a este efecto se corrige mediante el factor de desplazamiento p_{dis}. El factor p_{dis} depende de la calidad de la radiación y de la dimensión de la cámara en la dirección del haz de radiación. En haces de fotones, debido al bajo gradiente de la dosis absorbida en el eje, el valor de p_{dis} es prácticamente constante con la profundidad a partir del máximo, en cambio en la región cercana a la superficie (zona de acumulación), varía de forma complicada con la profundidad. En un haz de cobalto con una cámara Farmer de 3 mm de radio, el valor de p_{dis} es aproximadamente 0,988.

La corrección por desplazamiento puede hacerse de otra forma, y es asignando la lectura de la cámara, no al centro de la misma, sino a un punto situado más cercano a la entrada del haz (Figura 6). En haces de electrones la utilización del punto efectivo de medida es siempre preferible al factor de desplazamiento; esto es así especialmente en las zonas de alto gradiente donde el factor p_{dis} tendría un valor muy grande.

En haces de fotones, los protocolos basados en $N_{K,air}$: (SEFM 1987; IAEA 1987, 1997) proponían utilizar siempre el *punto efectivo* tanto para fotones como electrones desplazándolo d = 0,5 r para el cobalto y d = 0,75 r para fotones, respecto del punto medio de la cámara, siendo r el radio de la cámara cilíndrica.

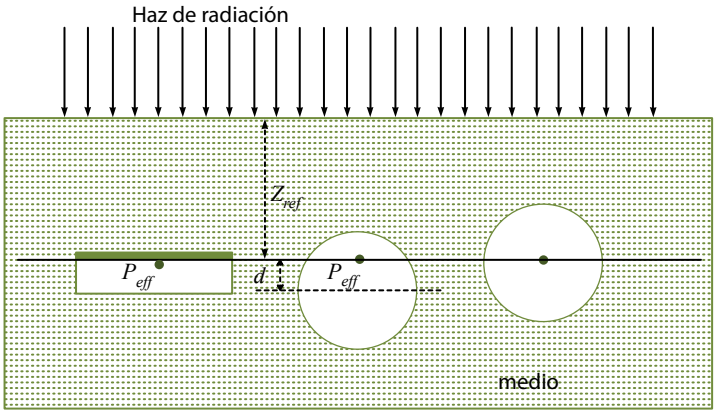

Figura 6. Esquema de una cámara de ionización cilíndrica y otra plana. Situación del punto efectivo P_{eff}. La profundidad de medida se hará coincidir con el punto efectivo de la cámara, o la lectura se corregirá por el factor p_{dis}. Adaptado de Andreo (Andreo y cols. 2000).

Los actuales protocolos basados en $N_{D,w}$ son partidarios de utilizar el factor de corrección p_{dis}, frente al P_{eff}. Es importante resaltar que en el coeficiente de calibración $N_{D,w,Q}$ dado por el laboratorio de calibración, está incluido el factor p_{dis}, luego no es necesario introducir ninguna corrección posterior en la determinación de la dosis absorbida de referencia. Donde sí será necesario corregir es cuando se mide una curva PDP, entonces lo más adecuado es corregir por el punto efectivo, desplazando la curva una distancia d = 0,6 r si se sigue el protocolo TRS 398.

En el caso de haces de electrones, el valor de p_{dis},varía muy rápidamente con la profundidad, por lo que se recomienda utilizar siempre el P_{eff}, situando el punto de medida a d = 0,5 r, en las cámaras cilíndricas y en la parte interna de la ventana frontal, en las cámaras plano- paralelas (Figura 6).

7. Referencias

[1] ALMOND P.R., SVENSSON H. (1977). *Ionization chamber dosimetry for photons and electrons beams*. Theoretical considerations. Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. 16, 177.

[2] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (1983). AAPM Task Group 21: *A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams*. Med. Phys. 10, 741.

[3] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (1991). AAPM Task Group 25: *Clinical electron beam dosimetry*. Med. Phys. 18, 73.

[4] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (1994). AAPM Task Group 39: *The calibration and use of plane-parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams*: An extension of 1983 protocol. Med. Phys. 21, 1251.

[5] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (1999). AAPM Task Group 51: *Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*. Med. Phys. 26, 1847.

[6] ANDREO P., NAHUM A.E. (1985). *Stopping power ratio for a photon spectrum as a weighted sum of the values for monoenergetic photon beams*. Phys. Med. Biol. 30, 1055-1065.

[7] ANDREO P. (1990). *Depth dose and stopping power data for monoenergetic electron beams*. Nucl. Instr. Meth. B 51, 107-121.

[8] ANDREO P., BURNS D.T., HOHLFELD K., HUQ M.S., KANAI T., LAITANO F., SMYTH V. and VYNCKIER S. (2000). *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*: *An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. IAEA Technical Report Series nº 398, (Vienna: International Atomic Energy Agency).

[9] COMITÉ CONSULTATIF DES ÉTALONS DE MESURE POUR LES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I) (1988). *Report to Comite International des Poids et Mesures*, 9th Meeting CCEMRI (I). Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres.

[10] DIN DEUTSCHES INSTITUT FUR NORMUNG (1997). *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen und Elektronenstrahlung*, Teil 2: Ionisationdosimetrie (DIN 6800-2) (Berlin:DIN).

[11] GILLIN M.T., KLINE R.W., NIROOMAND-RAD A., GRIMM D.F. (1985). *The effect of thickness of the waterproofing sheath on the calibration of photons and electrons beams*. Med. Phys. 12, 234-236.

[12] HANSON W.F., DOMINGUEZ TINOCO J.A. (1985). *Effects of plastic protective caps on the calibration of therapy beams in water*. Med. Phys. 12, 243-248.

[13] HARDER D. (1974). *Fano's theorem and the multiple scattering correction. Proc* 4th *Symposium Microdosimetry Verbania Pallanza, Italy* (*EUR* 5122) *Brussels.* ED H.G.E.J. BOOZ, R. EICKEL and A. WAKER (1974). (Euratom) pp 677-693.

[14] INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCIES IN MEDICINE (IPSM) (1990). *Code of Practice for high energy photons therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service*, Phys. Med. Biol. 35, 1355-1360.

[15] INSTITUTION OF PHYSICS and ENGINEERING IN MEDICINE and BIOLOGY (1996). (IPEMB) *Working Party. The IPEMB code of practice for electron dosimetry for radiotherapy beams of initial energy from* 2 *to* 50 MeV *based on an air kerma calibration*. Phys. Med. Biol. 41, 2557.

[16] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (1987). *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams*: *An International Code of Practice*. IAEA Technical Report Series no. 277. Vienna.

[17] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (1997). *The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photons Beams*: *An International Code of Practice*. IAEA Technical Report Series no. 381. Vienna.

[18] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (2000). *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*. *An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*. IAEA Technical Report Series no. 398. Vienna. Versión en español (2005).

[19] KOSUNEN A., JARVINEN H., SIPILA P. (1994). *Optimum calibration of NACP type plane-parallel ionization chambers for absorbed dose determination in low energy electron beams*. Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna 1993) IAEA, Vienna, 505-513.

[20] MAYLES P., NAHUN A., ROSENWALD J.C. (2007). *Handbook of Radiotherapy Physics. Theory and Practice.* Taylor & Francis. New York, London.

[21] MATTSSON L.O., JOHANSSON K., SVENSSON H. (1981). *Calibration and use of a plane parallel chamber for the determination of absorbed dose for electron beams*. Acta Radiol. Oncol. 20, 385.

[22] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRANLINGS DOSIMETRIE (1986). *Code of practice for the dosimetry of high-energy photons beams*, Report NCS-2, NCS, Delft.

[23] NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS (NACP) (1980). *Procedures in external radiation therapy dosimetry with electrons and photon beams with maximum energies between* 1 *and* 50 MeV. ActaRadiol. Oncol. 19, 55.

[24] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA (1984). *Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre* 1 MeV *y* 50 MeV *en radioterapia de haces externos*. SEFM 84-1, SEFM, Madrid.

[25] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA (1987). *Suplemento del documento SEFM* nº 1. SEFM 87-2, SEFM, Madrid.

8. Bibliografía

[1] ANDREO P., SAIFUL HUG M., y cols. (2002). *Protocols for dosimetry of high-energy photon and electron beams*: *a comparison of IAEA TRS*-398 *and previous international Codes of Practice*. Phys. Med. Biol. 47, 3033-3053.

[2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. (2003). *Review of Radiation Oncology Physics*: *A Handbook for Teachers and Students*. Edited by E.B. PODGORSAK. IAEA Educational Report Series no. 277. Vienna.

[3] LIZUAIN, M.C, LINERO, D., PICÓN C., ANDREO P. (1997). *Determination of absorbed dose to water in electron beams with plane parallel chambers*. Comparison between IAEA TRS-381, TRS-277 and AAPM TG-39 recommendations. Medical & Biological Engineering & Computing.35, sup. 2, 889.

[4] LIZUAIN M.C., D. LINERO, C. PICÓN. (2002). *Evaluation of Codes of practice*: *IAEA TRS*-277, *TRS*-381, *TRS*-398 and *AAPM TG*-51 *in high Photon and Electron Beams*. International Symposium on Standard and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry. IAEA CN-96. Vienna.

Tema 4:
Procedimiento para la calibración de un haz de radiación

M. Cruz Lizuain Arroyo

Procedimiento para la calibración de un haz de radiación

M. Cruz Lizuain Arroyo
Servicio de Física Médica y Protección Radiológica (SFMPR)
Institut Català d'Oncologia (ICO)
lizuain@telefonica.net

1. Introducción

En este tema se describen los procedimientos específicos para la determinación de la dosis absorbida en agua, en haces de fotones, electrones de alta energía, rayos X de energías media y baja y haces de protones e iones pesados.

Tanto en la formulación, como en las condiciones de referencia recomendadas, así como en los parámetros seleccionados para la especificación de la calidad del haz, nomenclatura, etc., se seguirá el Protocolo publicado por el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) *Technical Report Series* Nº 398 (Andreo y cols. 2000) "*Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*", al cual nos referiremos, en general, como TRS-398.

Como ya se ha dicho en el tema 3, todos los protocolos de dosimetría actuales se basan en la determinación de la dosis absorbida en agua a partir de medidas de carga eléctrica realizadas con una cámara de ionización de características adecuadas al tipo de haz de radiación del usuario, calibrada en un laboratorio nacional o de calibración acreditado y conectada a un electrómetro que proporcionará la tensión de polarización adecuada. Las medidas se han de realizar en un maniquí de agua, aunque en algunas ocasiones se podrá utilizar un material plástico de composición conocida.

La carga eléctrica colegida por el conjunto electrómetro-cámara de ionización, no es exactamente la carga producida en la ionización del aire de la cavidad de la cámara sino que está afectada por algunos fenómenos que se producen y que dan lugar a lo que llamamos *magnitudes de influencia*, las cuales se deben conocer y corregir por ellas. Estas magnitudes de influencia dependen principalmente de las características del equipo de medida y de las condiciones ambientales en las que se realiza dicha medida, y son comunes a los distintos tipos de haces de radiación que se estudiarán en este tema.

Por este motivo en el punto 3, se describe el equipo[1] formado por la cámara de ionización, electrómetro y maniquí, conjuntamente con la discusión de las correcciones necesarias en la determinación de la carga o ionización debida solamente a las *magnitudes de influencia*.

No se analizarán aquí, las perturbaciones producidas por la introducción en el haz de radiación del detector y los factores de corrección a que dan lugar, que ya han sido tratados en el tema 3, aunque sin olvidar que estos factores de perturbación están implícitos en el factor k_{Q,Q_0} que corrige por la diferencia en la calidad del haz entre las condiciones del laboratorio de calibración y las del usuario.

En los puntos 4 y siguientes se describen los métodos recomendados por el protocolo TRS-398 para la calibración y caracterización de los haces de fotones y electrones en el rango de energía propio de la radioterapia.

2. Listado y significado de términos, símbolos y siglas utilizados en el texto

B_w	Factor de retrodispersión. Razón entre el kerma de colisión en agua en un punto de la superficie del maniquí y el kerma de colisión en agua en el mismo punto del haz primario, sin maniquí (*Backscatter factor*).
c.p.p.	Cámara de ionización plano-paralela (*pp. chamber*).
Campo geométrico	Proyección en un plano perpendicular al eje del haz, del final del colimador, proyectado desde el foco del haz.
Campo dosimétrico	Es la superficie interceptada por la isodosis del 50% en un plano perpendicular al eje del haz y situado a una distancia concreta del foco del haz. Al hablar del campo se debe especificar la distancia.
$CHR\ (HVL)$	Espesor de hemirreducción. Espesor de material que reduce la tasa de kerma en aire al 50% del valor medido sin el material atenuador. Se utiliza como *índice de calidad* en haces de RX de energías baja y media.
c_{pl}	Factor de escala que convierte alcances y profundidades en maniquíes de plástico a valores equivalentes en agua. Dependiente del tipo de material, no es aplicable en haces de fotones.
$D_{10}\,(\%\,dd)$	En un haz de fotones: el porcentaje de dosis a 10 cm de profundidad para un campo de 10 cm x 10 cm a DFS de 100 cm. Propuesto como *índice de calidad* en el suplemento nº 25 (BJR 1996) y TG-51 (Almond y cols. 1999).

[1] Una descripción general se ha dado en el tema 8 del volumen 1 (Gracia Ezpeleta 2011), como parte de los sistemas de detección y medida de radiación.

d_{80}	En un haz de fotones: profundidad del 80% de la dosis absorbida medida en una curva de PDP para un campo de 10 cm x 10 cm a la DFS de 100 cm. Propuesto como *índice de calidad* en BJR 1983.
$DFC\ (SCD)$	Distancia del foco del haz de radiación a la cámara de ionización (*Source chamber distance*).
$DFE\ (SSA)$	Distancia del foco del haz al isocentro de la unidad de irradiación (*Source axis distance*).
$DFS\ (SSD)$	Distancia del foco del haz de radiación a la superficie del medio (*Source surface distance*).
Dosímetro	Conjunto formado por una cámara de ionización y un electrómetro.
E_n	En un haz de electrones: energía nominal o el valor de energía que utiliza el fabricante para identificar el haz; es muy cercano a $E_{p,0}$.
$\bar{E}_0$	En un haz de electrones: energía media del espectro de energías en la superficie del medio (MeV).
$E_{p,0}$	En un haz de electrones: energía más probable en la superficie (MeV).
$\bar{E}_z$	En un haz de electrones: energía media del espectro de energías en la profundidad z del medio (MeV).
h_{pl}	En un haz de electrones: factor de corrección por la diferencia entre las fluencias en plástico y en agua.
k_i	Factor de corrección general que corrige por el efecto debido a la diferencia entre el valor de la magnitud de influencia "*i*" en la calibración del dosímetro y en las condiciones de trabajo del usuario.
k_h	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de la humedad, si el coeficiente de calibración está referido a aire seco.
k_m	Factor que tiene en cuenta la noequivalencia a aire de los materiales de la cámara y de la caperuza de equilibrio para la energía del ^{60}Co.
$k_{P,T}$	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de la diferencia entre la presión y la temperatura, especificadas en el certificado de calibración de la cámara, y las de estas mismas magnitudes, en las condiciones de medida.
k_{pol}	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto del cambio de polaridad en la tensión de polarización aplicada a la cámara.
k_{Q,Q_0}	Factor que corrige por la diferencia de la respuesta de la cámara en la calidad de referencia Q_0 usada en la calibración y la calidad Q en la que se realiza la medida.
k_s	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el defecto en la carga colegida, debido a la recombinación de iones.
M_Q	En este contexto: lectura del conjunto cámara de ionización–electrómetro (C, nC o div.).

N_{D,w,Q_0}	Coeficiente de calibración de una cámara de ionización, en unidades de dosis absorbida en agua, para la calidad de referencia Q_0 (Gy/C o Gy/div.).
N_K	Coeficiente de calibración de una cámara de ionización en unidades de kerma en aire, en el seno del aire.
PDP, PDD, $\%DD$	Porcentaje de dosis en profundidad, (*percentage depth dose*). Distribución de la dosis absorbida en agua a lo largo del eje del haz, expresada en porcentaje respecto del valor máximo, medida a DFS fija.
$PDP_{20,10}$	En un haz de fotones de 10 cm x 10 cm y DFS de 100 cm, cociente de los porcentajes de dosis absorbida a las profundidades de 20 y 10 cm. A partir de este valor se puede obtener el *índice de calidad* del haz.
$PSDL$	Laboratorio de calibración con patrón primario (*Primary standard dosimetry laboratory*).
Q	En este contexto representa la calidad del haz; Q_0 es la calidad del haz de referencia (en el que se ha calibrado la cámara de ionización).
R_{100}	Profundidad del máximo de dosis absorbida en una curva de PDP.
R_{50}	Profundidad del 50% de la dosis absorbida máxima. En haces de electrones de dimensiones superiores a 20 cm x 20 cm representa el *índice de calidad* del haz (g/cm^2).
R_p	Alcance práctico. Profundidad donde la tangente a la parte de la curva PDP de alto gradiente corta al tramo de la curva que representa la radiación de frenado.
$s_{m,air}$	Razón de poderes de frenado medio-aire, definidos como la razón de la media de los poderes de frenado másicos de colisión, promediados en el espectro total de electrones y restringidos a pérdidas energéticas inferiores a Δ = 10 keV, entre un medio m y el aire.
$SSDL$	Laboratorio acreditado de calibración con patrón secundario (*Secondary standard dosimetry laboratory*).
$s_{w,air}$	Razón de poderes de frenado agua-aire.
TMR	Razón tejido-máximo. En un haz de fotones: cociente de la dosis absorbida determinada en un punto de un maniquí situado a una profundidad z, respecto de la dosis absorbida en la profundidad del máximo, medidas a igual distancia del foco del haz (*Tissue maximum ratio*).
TPR	Razón tejido-maniquí. En un haz de fotones: cociente de los valores de dosis absorbida determinados en dos puntos de un maniquí situados a diferentes profundidades y a igual distancia del foco del haz (*Tissue phantom ratio*).
$TPR_{20,10}$	Índice de calidad de un haz de fotones. Razón tejido-maniquí en agua, a las profundidades de 20 y 10 cm, en un campo de 10 cm x 10 cm a la DFC de 100 cm.
z_{max}	Profundidad del máximo de dosis absorbida en un haz de fotones o electrones.
z_{ref}	Profundidad de referencia.

3. Sistemas de dosimetría basados en la cámara de ionización

El sistema está formado por una cámara de ionización, un electrómetro y una fuente de alimentación que proporciona la tensión eléctrica necesaria para polarizar la cámara.

También se puede considerar que forma parte del equipo un maniquí de agua o material equivalente a agua, de dimensiones y geometría apropiadas.

3.1. Cámara de ionización

De forma esquemática, las cámaras de ionización constan de una zona sensible que es la cámara propiamente dicha y de un *tallo.* El volumen de aire sensible o cavidad está definido por tres electrodos, denominados:

Electrodo de polarización o electrodo externo, conectado directamente a uno de los polos de la tensión de polarización.

Electrodo de colección, conectado a tierra a través de un circuito de baja impedancia (tierra virtual), y que recoge la carga o corriente creada en la cavidad de aire.

Electrodo de guarda, conectado directamente a tierra y que tiene como finalidad definir el volumen sensible de la cámara e impedir que el electrodo colector recoja las corrientes de fuga que se pueden crear fuera de la cavidad de la cámara.

La cavidad está rellena de aire y la carga recogida se debe a la ionización de las moléculas de aire por los electrones de alta energía producidos por efecto fotoeléctrico, Compton o producción de pares, en la pared de la cámara o en el maniquí.

Se llama *tallo* a aquella zona de las cámaras de ionización por donde discurren los cables, tanto de recogida de señal como de polarización; deberá ser de un material equivalente al medio donde se realiza la medida para que no produzca perturbaciones importantes y estar relleno de material aislante, sin volúmenes de aire donde se puedan producir corrientes indeseables.

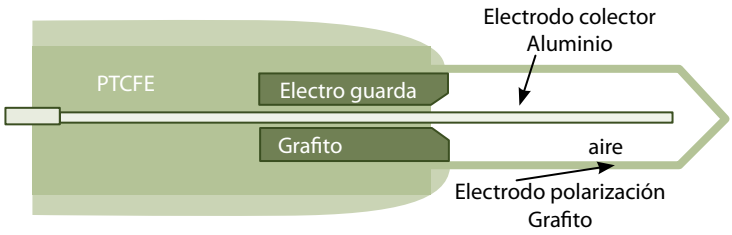

Figura 1. Esquema de una cámara de ionización cilíndrica tipo FARMER.

3.1.1. Cámaras de ionización cilíndricas

Una cámara cilíndrica es una cámara de ionización cuya cavidad tiene un volumen entre 0,1 y 1 cm^3 y cuyo electrodo externo tiene la forma de una pared cilíndrica rígida, cerrada por un extremo y encastrada en el *tallo* por el otro extremo.

Las cámaras cilíndricas se utilizan principalmente en medidas de haces de fotones de energías medias y altas, así como en electrones de energías superiores a los 10 MeV. Debido a su sección circular, son adecuadas tanto para medidas relativas de distribuciones de dosis absorbida en planos cómo para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia. En su construcción se ha de llegar a un compromiso en el tamaño, suficientemente grande para que la carga recogida sea apreciable, pero no demasiado para que se produzca una perturbación importante en la fluencia del haz. Por la misma razón, los materiales han de ser homogéneos y equivalentes al aire y al medio, pero teniendo en cuenta que la cámara ha de ser lo suficientemente robusta para que tenga utilidad en el trabajo del hospital.

La cámara de la figura 1, es una de las que mejor cumple con estas condiciones, es una cámara tipo Farmer, y este modelo de cámara ha sido la más utilizada en la dosimetría de haces de fotones y electrones de alta energía, en los últimos 30 años.

La cavidad de aire tiene un volumen de 0,6 cm^3 con un radio interno de 3,2 mm, está limitada por una "pared" generalmente de grafito o de un material plástico con un recubrimiento interno conductor, (la pared ha de estar polarizada), tiene un electrodo central o colector de 1 mm de diámetro de aluminio (puede ser de grafito en algún caso), y un electrodo de guarda. La diferencia de potencial entre ambos electrodos es de unos 300 V por lo que es muy importante que exista un buen aislamiento entre todos los elementos conductores, con el fin de que no se produzcan corrientes extracamerales; en la cámara de la figura el material aislante es PTCFE (politricloro-fluoroetileno).

El espesor de la pared es muy importante y depende del uso a que está destinada la cámara; en el caso de estas cámaras cilíndricas diseñadas para usarse en la dosimetría de fotones, el espesor es de 0,065 g/cm^2.

3.1.2. Cámaras plano-paralelas

Cámara de ionización en la que el volumen de la cavidad está entre 0,01 y 0,5 cm^3 y limitada por dos electrodos paralelos. La cámara se ha de usar siempre con los electrodos perpendiculares al eje de radiación.

Se recomiendan en la dosimetría de haces de electrones de cualquier energía, y es preceptivo su uso en electrones de energía media en superficie $\bar{E}_0$ menor que 10 MeV. Las cámaras planas están diseñadas para medir en agua y deberían ser de un material cuyos poderes de frenado másicos y los poderes de dispersión lineal fueran muy similares a los del agua, con el fin de minimizar la retrodispersión producida en la parte posterior de la cámara. Por el mismo motivo, si la cámara se utiliza en un maniquí sólido, el material de la cámara debería ser lo más parecido posible al material del maniquí.

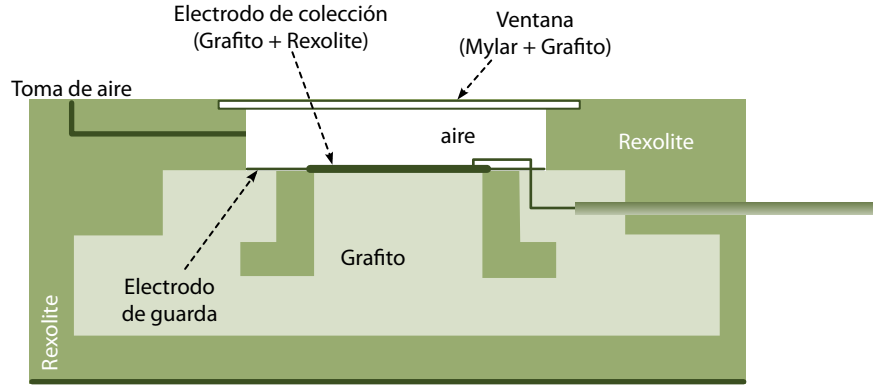

Figura 2. Esquema de una cámara de ionización plano-paralela modelo NACP (Adaptado de Klevenhagen 1993).

Las cámaras plano-paralelas tienen forma de disco, (cilindro de 1 a 2 cm de radio y 0,5 cm de altura aproximadamente) con una ventana circular de aproximadamente 0,1 g/cm^2 de espesor. La parte interna de la ventana, de grafito en la mayoría de los casos, es uno de los electrodos y el otro es un disco conductor situado a unos 2 mm de esta ventana. El diámetro del electrodo colector no ha de pasar de los 2 cm para que no influya en la lectura la no uniformidad radial del haz de radiación. La separación entre electrodos no será superior a 2 mm con el fin de que la fluencia no varíe apreciablemente en la cavidad. El electrodo de guarda, en forma de anillo, tiene como misión evitar que el campo eléctrico se deforme en la periferia; la anchura de este electrodo de guarda deberá ser al menos 1,5 veces la altura de la cavidad.

A continuación, en la tablas 1 y 2 se especifican las características de algunas de las cámaras más utilizadas en nuestro país.

Cámara	Volumen cavidad (cm^3)	Longitud cavidad (mm)	Radio cavidad (mm)	Material pared	Espesor pared (g/cm^2)	Material electrodo central
NE 2571 FARMER	0,6	24,0	3,2	Grafito	0,065	Aluminio
PTW 30012 FARMER	0,6	23	3,1	Grafito	0,079	Aluminio
PTW 30013 FARMER	0,6	23	3,1	PMMA[2]	0,057	Aluminio

Tabla 1. Características de algunas cámaras de ionización cilíndricas.

Cámara	Materiales	Espesor pared	Distancia entre electrodos	Diámetro electrodo colector	Anchura anillo de guarda
NACP 02	Ventana: grafito + lámina de Mylar Cuerpo: grafito Electrodo colector: Rexolite+ grafito.	104 mg/cm^2 0,6 mm	2 mm	10 mm	3 mm
MARKUS	Ventana: grafito + lámina de Polietileno Cuerpo: PMMA Electrodo colector: poliestireno grafitado.	102 mg/cm^2 0,9 mm	2 mm	5,3 mm	0,2 mm[3]
ROOS	Cuerpo: PMMA Electrodos: grafito.	118 mg/cm^2 1 mm	2 mm	16 mm	4 mm

Tabla 2. Características de algunas cámaras de ionización plano-paralelas.

En las referencias (Almond y cols. 1997; Andreo y cols. 2000), se incluye una tabla con las características físicas de un gran número de cámaras cilíndricas y plano-paralelas disponibles en el mercado actualmente.

3.1.3. Magnitudes de influencia

El coeficiente de calibración de una cámara de ionización se establece en unas condiciones de referencia en las cuales dicho coeficiente tiene validez; si la cámara se utiliza en condiciones diferentes a las de referencia, se han de introducir correcciones. Se definen las *magnitudes de influencia* como aquellas magnitudes que no forman parte de la medida pero que influyen en el resulta-

[2] Tiene una capa de grafito en el interior de la pared de PMMA, que la hace conductora.

[3] Se diseñó hace pocos años la cámara "Advanced Markus" cuyo anillo de guarda es de 2 mm de anchura, con lo que se esperaba cumpliera los requisitos de calidad de una cámara plano-paralela para la dosimetría de haces de electrones. *Pearce (Pearce y cols*. 2006) publican una incertidumbre demasiado grande en la determinación de la dosis absorbida con esta cámara, comparada con la de la cámara NACP, debido a un importante efecto de polaridad.

do de la misma, como son las condiciones atmosféricas, el valor y polaridad de la tensión aplicada a la cámara, las corrientes de fuga, efecto tallo, etc.

- Efecto tallo

En algunas determinaciones de dosis absorbida y dependiendo del tamaño del haz, puede ser que el *tallo* de la cámara quede dentro del campo de irradiación, produciéndose una corriente de fugas que es lo que se conoce como *efecto tallo.* Se puede estimar un valor para este efecto, irradiando la cámara con un campo rectangular en las dos direcciones, de forma que en una de ellas, quede incluido el tallo y en la otra no; el cociente de las dos medidas nos dará un factor de corrección que se puede aplicar en los casos en los que es imprescindible irradiar toda la cámara.

También se puede producir un *efecto tallo* por la radiación dispersa que le llega, aunque éste no se encuentre dentro del campo de irradiación. El factor de corrección se evalúa, haciendo dos medidas, una de ellas protegiendo el tallo con un blindaje y la otra sin él; el cociente entre las dos medidas nos dará el factor de corrección.

- Corriente de fugas

Se llama corriente de fugas a la que procede de la carga de uno u otro signo que se acumula durante la medida y que no procede de la ionización producida en la cavidad de la cámara. La eliminación de la corriente de fugas es capital en el diseño de una cámara de ionización; actualmente se consiguen valores casi despreciables con los electrodos de guarda adecuados, los cables triaxiales blindados y electrómetros de alta calidad.

Se llama corriente de fugas *natural o intrínseca* a la pequeña señal detectada cuando el equipo está en espera de recibir radiación y que es debida a las corrientes producidas entre los electrodos de la cámara, por el alto voltaje aplicado, a pesar del material aislante; depende de la conductividad superficial y del volumen de este material. Si la cámara está bien construida, dicha corriente no debería exceder del ± 0,5% del valor de la corriente producida con la mínima tasa de dosis absorbida (IEC 60731, 2011); en este caso se podría despreciar, en caso contrario se debería descontar de la medida, pero siempre que no sea un valor importante[4].

Existe también la *corriente de fugas post-irradiación*, debida a la irradiación de los materiales conductores, aislantes, cables etc. Se detecta que el equipo *sigue midiendo* después de terminar la irradiación, y que el valor decrece con el tiempo. Según las recomendaciones de la IEC 60731 (IEC 2011), al cabo de 5 segundos después de terminar la medida, el valor de esta corriente de fugas ha de ser inferior al ± 1% del valor de la lectura, obtenida en 10 minutos de irradiación.

[4] Si el valor es alto, puede ser debido a humedad en la cámara, los conectores o los cables; la cámara no está en condiciones para trabajar hasta que no se elimine el problema.

También se pueden dar corrientes de fugas causadas por torsiones o dobleces de los cables de la cámara, que se deben controlar, manteniendo los cables y la cámara en perfecto estado.

- Corrección por presión, temperatura y humedad: $k_{P,T}$

La mayoría de las cámaras utilizadas en dosimetría en radioterapia[5] son abiertas al aire y la masa del volumen de aire de la cavidad puede ser diferente durante la medida, de la masa en el momento de la calibración, así como la humedad relativa. Es necesario corregir teniendo en cuenta las condiciones atmosféricas en que se realizó la calibración.

La masa del aire contenido en el volumen sensible será: $m_{air} = \rho_{air} V_{eff}$ siendo ρ_{air} la densidad y V_{eff} el volumen sensible efectivo de la cámara.

La mayoría de Laboratorios de calibración utilizan el valor de ρ_{air} = 1,2930 kg/m^3 en condiciones de 101,325 kPa y 0 ºC.

Si el usuario utiliza la cámara en unas condiciones de presión (P) y temperaturas diferentes (T), la densidad ρ_{air} (P,T) vendrá dada por:

$$\rho_{air}(P,T) = \rho_{air}(101,325kPa, 0^0\mathrm{C})\frac{P}{101,325}\frac{273,2}{273,2+T} \quad (1)$$

En general, los Laboratorios de calibración corrigen la lectura de la cámara, para unas *condiciones normales* de P_0 = 101,325 kPa y T_0 = 20 ºC (22 ºC en USA) y para estas condiciones se da el coeficiente de calibración de la cámara de ionización, por lo que el factor de corrección que habrá de aplicar el usuario será:

$$k_{P,T} = \frac{101,325}{P}\frac{273,2+T}{293,2} \quad (2)$$

Respecto de la humedad, muchos laboratorios no aplican ninguna corrección, pero se controla que mientras se realiza la calibración la humedad se mantenga entre 45% y 55% por lo que no será necesaria ninguna corrección por la humedad, si las condiciones de trabajo del usuario se mantienen entre 20% y 70%, de humedad relativa del aire (SEFM, 1984).

Se considera como temperatura en la cavidad, la temperatura en el maniquí, que no tiene por qué coincidir con la del ambiente; la cámara debe mantenerse en el maniquí y en la unidad de irradiación donde se va a medir, el tiempo necesario para alcanzar un equilibrio térmico con el material del maniquí.

[5] Las cámaras monitoras de los aceleradores lineales, pueden estar selladas, no abiertas al aire.

- Factor de corrección por la polaridad: k_{pol}

La carga recogida por la cámara de ionización puede ser diferente al cambiar el signo de la tensión eléctrica aplicada; este fenómeno se conoce como *efecto de la polaridad*. En la mayoría de las cámaras de ionización y trabajando con haces fotones de alta energía, este efecto es despreciable, pero no es así en el caso de haces de electrones, especialmente de baja energía y también en los rayos X de baja energía, donde este efecto puede ser importante.

En haces de electrones, este efecto se considera como un balance de carga y depende de la distribución angular y de energía de la radiación incidente, de la profundidad en el maniquí de la medida y del tamaño de campo. El efecto puede cambiar su signo al variar la profundidad de medida.

Si el efecto de polaridad no es despreciable, se toma como carga el valor medio de los valores absolutos de las dos lecturas obtenidas a las dos polaridades. Rutinariamente se puede utilizar un factor de corrección k_{pol} definido como:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \tag{3}$$

siendo: $M+$ y $M-$ las lecturas obtenidas con polaridad positiva y negativa respectivamente y M la lectura del electrómetro con la polaridad usada habitualmente.

La obtención de $M+$ y $M-$ se ha de hacer cuidadosamente, esperando suficiente tiempo para que la cámara se estabilice entre los cambios de polaridad; en algunas cámaras este tiempo puede llegar a ser 20 minutos (Almond y cols. 1997). También se debe emplear una cámara monitora que permita corregir por las fluctuaciones del haz, colocada dentro del maniquí y a la misma profundidad de la cámara en estudio.

Si el valor de k_{pol} es superior al 3%, la cámara no se debería utilizar para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia (Podgorsak 2005).

En la calibración de una cámara, es importante saber a qué tensión y polaridad se trabaja habitualmente y calibrar con este mismo voltaje; lo más normal es que el Laboratorio[6] sea el que decide la tensión más adecuada, pero ha de constar en el certificado de calibración.

Si el Laboratorio da el coeficiente de calibración corregido por el efecto de polaridad, el usuario ha de usar en todas las medidas el factor k_{pol} calculado en la ecuación (3).

Si el Laboratorio no ha corregido por el efecto de polaridad, y el usuario trabaja en las condiciones:

[6] En el caso de cámaras plano-paralelas, cuya calibración suele hacerla el propio usuario, (calibración interna o *cross-calibration*) el término Laboratorio debería sustituirse por las condiciones de calibración en el propio centro.

a) Si la calidad de haz, la tensión y la polaridad son las mismas que en el Laboratorio, el efecto de polaridad es el mismo en ambas medidas y por lo tanto no es necesario aplicar la corrección k_{pol}.

b) Si se trabaja a distinta calidad de haz, pero es posible reproducir la calidad de calibración, el usuario deberá calcular el factor de corrección $(k_{pol})_{Q_o}$ que el Laboratorio no calculó y posteriormente determinar k_{pol}, en las condicionesnormales de trabajo, siempre según la expresión (3), y utilizar como factor de corrección:

$$k'_{pol} = \frac{k_{pol}}{(k_{pol})_{Q_0}} \tag{4}$$

- Factor de corrección por recombinación[7]: k_s

La respuesta de una cámara de ionización depende no solamente de las características del haz de radiación sino también del voltaje aplicado a los electrodos de la cámara. La carga colegida por la cámara puede ser diferente de la producida por la radiación. Puede darse una pérdida de carga debida a un efecto de recombinación, o un exceso debido a un efecto de multiplicación de cargas.

Si se representa la respuesta de la cámara en función del voltaje aplicado a sus electrodos podemos obtener una gráfica como la de la figura 3.

El cociente entre la carga a una tensión V, Q_V y la carga en condiciones de saturación se define como la *eficiencia de colección*, representada por "f". El factor de corrección por saturación k_s es el recíproco de la eficiencia f.

$$k_s = \frac{1}{f} \tag{5}$$

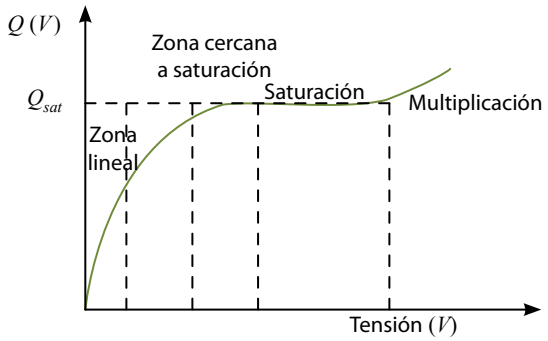

Figura 3. Respuesta de una cámara de ionización en función de la tensión aplicada a sus electrodos. Q_{sat} corresponde al valor de saturación de la carga.

[7] También se le llama factor de corrección por saturación (SEFM, 1984) aunque debería decirse "por falta de saturación".

La recombinación de iones en el volumen de aire de la cavidad produce un defecto en la carga recogida; Boag (Boag 1966, 1987) describe la desaparición de los iones según dos mecanismos que llama *recombinación inicial* y *recombinación general*, el primero corresponde a la recombinación de una sola partícula a lo largo de su recorrido, independientemente del resto. Este fenómeno se da en haces de partículas de alto LET. La *recombinación general* se produce al recombinarse iones positivos y negativos que se cruzan después de haberse dispersado y cambiado su camino inicial.

Boag desarrolla una teoría y una formulación para la eficiencia de colección en haces de:

- Radiación continua (Cobalto, RX de ortovoltaje).
- Haces pulsados (fotones y electrones producidos por aceleradores lineales sin barrido, la mayoría de los equipos en uso actualmente).
- Haces pulsados y barridos (electrones producidos en aceleradores lineales dotados de sistema de barrido, fuera de uso en nuestro país).

En el caso de los haces pulsados la expresión propuesta por Boag para la eficiencia de colección es la siguiente:

$$f = \frac{v}{e^v - 1}; \text{con } v = \frac{\mu d^2}{V} q_m \tag{6}$$

siendo:

μ 3,02 10^{10} V m C^{-1}

q_m densidad de carga medida por pulso (C/m^3)

V tensión de polarización (V)

d distancia entre electrodos (m) en cámaras planas

En el caso de cámaras cilíndricas la distancia entre electrodos viene dada por la siguiente expresión:

$$d^2 = (a-b)^2 \frac{(a+b)+1}{(a-b)-1} \frac{\ln(a/b)}{2} \tag{7}$$

siendo a, b los radios de los electrodos externo e interno de la cámara de ionización cilíndrica.

Dada la complejidad de la fórmula, algunos autores han propuesto simplificaciones de la misma para la obtención del k_s, por ejemplo la expresión dada en el TRS 381 (Almond y cols. 1997) para cámaras plano-paralelas:

$$k_s = 1 + 0,54D\frac{d^2}{V} \tag{8}$$

con:

- d distancia entre electrodos (mm)
- D promedio de la dosis absorbida en aire por pulso (mGy)
- V tensión de polarización (V)

Se podría utilizar una expresión análoga, en el caso de las cámaras cilíndricas, sustituyendo el término d^2 por la expresión dada en la ecuación (7).

Método de las dos tensiones para la determinación del factor k_s en radiación pulsada

Boag y Currant (Boag y Currant 1980), proponen este método de cálculo del factor de corrección por falta de saturación, asumiendo que el recíproco de la carga $1/M$ recogida por la cámara, depende linealmente del recíproco del voltaje aplicado a los electrodos $1/V$. (Este tipo de gráficas en las que se representa $1/V$ en abscisas y $1/M$ en ordenadas se conocen como *Gráficas de Jaffé*).

Así, si M_1 es la carga recogida a la tensión V_1 y M_2 es la carga recogida a V_2, el factor de recombinación k_s puede expresarse como:

$$k_s = a_0 + a_1\left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2\left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \tag{9}$$

siendo V_1 la tensión habitual de trabajo y con la condición de que el valor de V_1 sea al menos tres veces el de V_2. Los valores de las constantes a_i en función de V_1/V_2 se pueden obtener en el TRS-398 (Andreo y cols. 2000).

En la medida de las cargas M_1 y M_2 se ha de tener en cuenta que el *efecto de polaridad* cambia con la tensión y por lo tanto M_1 y M_2 han de ser corregidas por k_{pol}, según la ecuación (3).

En el caso de las cámaras plano-paralelas a las que no se pueden aplicar tensiones de polarización altas, debido al riesgo de que se deforme el volumen de colección, la tensión de trabajo suele estar como máximo entre 100 y 125 V, así las curvas de *Jaffé* dejan de ser lineales por lo que no se debería aplicar el método de las dos tensiones.

Roos y Derikum en el documento técnico 1173 (IAEA 2000), proponen una expresión analítica para la determinación de k_s obtenida a partir de datos experimentales para diferentes modelos de cámaras plano-paralelas con una separación entre electrodos de 2 mm aproximadamente.

$$k_s = 1 + \frac{(0,12 + 0,46Dd^2)}{V} \tag{10}$$

con:

- d espacio entre los electrodos en mm
- D dosis absorbida en aire[8] por pulso en mGy
- V tensión de polarización en voltios

A partir de la teoría de Boag, se propone (Bruggmoser y cols. 2007) la siguiente expresión simplificada para la obtención del factor k_s. La expresión es sencilla y tiene la ventaja de utilizar la dosis/pulso en agua, frente a las otras formulaciones que utilizan la dosis por pulso en aire, lo cual es difícil de determinar en el hospital.

$$k_s = 1 + \frac{(\gamma + \delta D_{pp,w})}{V} \tag{11}$$

siendo:

- γ factor que tiene en cuenta la falta de carga debida a la recombinación inicial y a la dispersión de los iones
- δ factor que se relaciona con la recombinación general
- $D_{pp,w}$ dosis absorbida en agua por pulso
- V tensión de polarización

Los coeficientes γ y δ dependen del tipo de cámara de ionización y han de ser calculados en cada caso a partir de las curvas de Jaffé. Es recomendable obtener las curvas de Jaffé, para cada cámara por lo menos una vez, pero se ha de tener en cuenta el rango de tensión de polarización recomendado por el fabricante y no superarlo ya que puede dañar la cámara de ionización.

En (Bruggmoser y cols. 2007), se pueden encontrar valores de γ y δ para varias cámaras cilíndricas y plano-paralelas. El laboratorio NPL del Reino Unido, propone este tipo de corrección para las cámaras que calibra.

[8] Se puede sustituir la dosis absorbida en aire por pulso por la dosis absorbida en agua por pulso, sin aumentar demasiado la incertidumbre.

3.2. Electrómetros

Las cargas o corrientes producidas en la cámara de ionización son muy pequeñas y se necesita un equipo muy sensible, un electrómetro, para poder detectarlas y medirlas. En esquema, un electrómetro estaría formado por un amplificador operacional de alta ganancia y una fuente de alimentación que proporcionara voltajes variables entre 0 y 400 V. El equipo se ha descrito en el tema 8 del volumen 1 y en el Apéndice B (SEFM 1984) se incluye una descripción detallada.

Como se ha visto en el punto 3.1.3, para poder efectuar las correcciones por recombinación y polaridad, es muy importante que el electrómetro disponga de un selector (potenciómetros, conmutadores, etc.) de valores de tensión en pasos discretos y también de cambio de polaridad; además estos han de ser accesibles y fáciles de utilizar.

Si la calibración de la cámara de ionización no se realiza conjuntamente con el electrómetro que se usa, se habrá de añadir un factor más a las correcciones por magnitudes de influencia y este sería el factor k_{elec}, o factor de corrección por cambio de electrómetro, ya que las unidades en que se expresa un coeficiente de calibración de la cámara Gy/C o Gy/div., se refieren a culombios o divisiones de un electrómetro en concreto.

3.3. Maniquíes

En los protocolos TG-51 (Almond y cols. 1999), IAEA (Andreo y cols. 2000), basados en patrones de dosis absorbida en agua, el medio recomendado para la determinación de la dosis absorbida es agua, tanto para fotones como electrones.

Las dimensiones han de ser tales, que permitan medir los haces en condiciones adecuadas a su energía y tamaño. Se recomienda que haya un margen de 5 cm de material, en los cuatro lados del campo a la profundidad de la medida y también por debajo de dicha profundidad. Por ejemplo un maniquí de 30 cm x 30 cm x 30 cm, es adecuado para determinar la dosis absorbida de referencia en haces de fotones y electrones y también para determinar el índice de calidad de fotones ($TPR_{20,10}$), pero no sería adecuado para medir curvas de distribuciones de dosis absorbida en profundidad y tampoco se podría determinar con fiabilidad el índice de calidad en haces de electrones, ya que se recomienda hacerlo en campos de dimensiones mayores o iguales a 20 cm x 20 cm, como ya se verá más adelante.

En algunos casos se utilizan maniquíes de plástico tales como poliestireno, PMMA, agua sólida (WT1), agua sólida (RMI-457) para ciertas medidas rutinarias. Dichos materiales se consideran equivalentes a agua en términos de densidad, número de electrones por gramo y número atómico efectivo, pero no siempre es cierta la equivalencia ya que ésta también depende de la calidad y energía del haz.

En fotones, por ejemplo, para que un plástico fuera equivalente a agua tendrían que coincidir, los coeficientes de absorción de energía, los poderes de frenado másico y los poderes de dispersión másicos, lo que es bastante improbable.

Para los electrones, es más fácil conseguir plásticos equivalentes a agua, ya que si el material tiene la misma densidad y número atómico que el agua, los poderes de frenado lineales coinciden, pero será necesario introducir unos factores de puesta en escala como se verá en el párrafo 5.9.

En cualquier caso, si se trata de controlar la estabilidad de algún parámetro del haz mediante medidas rápidas, lo importante es referenciar el valor determinado en el plástico al valor determinado en agua, y tener en cuenta que la incertidumbre será mayor, debido a la falta de equivalencia del plástico con el agua. Este punto se tratará ampliamente en el control de calidad de equipos y unidades de radioterapia, dentro de los temas 5, 6 y 7 de este mismo volumen.

4. Fotones de alta energía

En principio se asume que el usuario dispone de un equipo de medida (electrómetro y cámara de ionización) calibrado en un haz de ^{60}Co, con un coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0}.

4.1. Equipamiento recomendado

4.1.1. Cámaras de ionización

Cilíndricas con un volumen aproximado de 0,6 cm^3, y paredes de grafito son las características recomendadas en todos los protocolos de dosimetría en radioterapia. En el TRS-398 (Andreo y cols. 2000), se incluye un listado de las cámaras más usadas con sus características geométricas y materiales de construcción. El punto de referencia de la cámara, se toma por acuerdo, en el eje de la cámara, en el centro de la cavidad, tanto en la calibración en el Laboratorio como en el haz del usuario. Por lo tanto este punto se deberá colocar a la profundidad recomendada para la medida.

En la determinación de la dosis absorbida de referencia, no se deben utilizar cámaras plano-paralelas ya que el factor de corrección por la pared p_{wall}, no está muy bien estudiado. Sí se pueden utilizar en medidas relativas, teniendo en cuenta las dimensiones de la cámara y el gradiente de dosis absorbida en la dirección en que se está haciendo la medida. Son adecuadas para la medida de distribuciones de dosis absorbida en profundidad (PDP) ya que al ser la distancia entre electrodos alrededor de 2 mm, la resolución es muy buena en el eje perpendicular a la cámara, pero no son adecuadas para la medida de perfiles de dosis absorbida, porque el tamaño (1 cm de diámetro) sería demasiado grande en la dirección del perfil.

4.1.2. Maniquíes

El medio donde se efectuarán las medidas será un maniquí de agua, de dimensiones apropiadas a los haces que se han de caracterizar (márgenes de 5 cm en los cuatro lados del campo y 5 g/cm^2 por debajo de la profundidad de medida[9]).

Si la cámara no es sumergible, se deberá usar una funda o camisa de plástico de densidad conocida y un espesor no mayor de 1 mm.

4.2. Índice de calidad

La importancia de determinar la energía de un haz de fotones viene dada por la dependencia energética de algunos de los parámetros (razones de poderes de frenado, factores de perturbación, etc.), necesarios para la determinación de la dosis absorbida en cualquier punto del medio irradiado. Los haces de fotones producidos por un acelerador lineal de electrones no son monoenergéticos sino que se caracterizan por un amplio espectro energético, el cual depende de la energía de los electrones incidentes en el blanco, del espesor y numero atómico de dicho blanco, del filtro aplanador y del sistema de colimación y monitorización.

Debido a esta dependencia, podemos encontrar haces de fotones con espectros diferentes producidos por haces de electrones acelerados con el mismo potencial eléctrico. Este parámetro, el *potencial acelerador* del haz de electrones no es un buen indicador de la calidad o de la energía del haz de fotones y se ha dejado de utilizar en dosimetría.

La calidad del haz de fotones se relaciona directamente con la distribución espectral de energía, pero en radioterapia es más útil expresarla en términos de poder de penetración en agua, el cual es proporcional a la energía media de los fotones que componen el haz. (Véase los parámetros de los haces de fotones presentados en la tabla 6).

En el protocolo TRS-398 (Andreo y cols. 2000), como también en los protocolos anteriores basados en kerma en aire (SEFM 1984; NCS 1986; TRS 277, Andreo y cols. 1987; IPSM 1990), se recomienda como índice de calidad *la razón tejido-maniquí* a las profundidades 20 y 10 cm: $TPR_{20,10}$ definido como el cociente de la dosis absorbida a las profundidades de 20 y 10 cm, medida en un maniquí de agua, a una distancia del foco del haz al plano de referencia de la cámara (DFC) de 100 cm y con un tamaño de campo en este plano, de 10 cm x 10 cm. Aunque en la definición usamos el término dosis absorbida, se acepta el cociente de la ionización a 10 y 20 cm de profundidad, ya que la

[9] En el protocolo TRS-398, todas las profundidades se expresan en g/cm^2, de esta forma se indica que son profundidades equivalentes a agua.

variación de la razón de poderes de frenado agua-aire, con la profundidad es prácticamente despreciable a partir de la profundidad del máximo. $TPR_{20,10}$, también se puede calcular mediante una expresión analítica a partir del cociente del porcentaje de dosis absorbida en profundidad $PDP_{20,10}$, medido a distancia foco-superficie fija de 100 cm:

$$TPR_{20,10} = 1,2661\, PDP_{20,10} - 0,595 \qquad (12)$$

La expresión (12) (Followill y cols. 1998), se obtuvo a partir de una muestra de casi 700 aceleradores confirmando un ajuste anterior de Andreo (Andreo y cols. 1986), que fue usado en el TRS 277 (Andreo y cols. 1987) para el cálculo de los $PDP_{20,10}$ a partir de lo TPR medidos.

En el suplemento nº 17 del BJR (BJR 1983), se utiliza como indicador de la calidad del haz el d_{80} definido como la profundidad del 80% en la curva de distribución de dosis absorbida en profundidad, para un campo de 10 cm x 10 cm, DFS de 100 cm. En el suplemento 25 del BJR (BJR 1996), se sigue incluyendo este indicador además del D_{10}, definido como el porcentaje de dosis absorbida a la profundidad de 10 cm, también para un campo de 10 cm x 10 cm, a DFS de 100 cm. Ambos indicadores tienen el inconveniente de depender del máximo de dosis absorbida y éste se ve afectado por la contaminación de electrones, lo cual alteraría la aparente calidad del haz.

En el protocolo AAPM TG 51 (Almond y cols. 1999), recomiendan como índice de calidad en fotones, el porcentaje de dosis absorbida a 10 cm de profundidad para un campo de 10 cm x 10 cm a DFS de 100 cm, representado por % $dd\,(10)_x$. El subíndice "x", indica que se ha excluido la contaminación de electrones, colocando una lámina de 1 mm de Pb a la entrada del haz en el maniquí (Allen y cols. 1994).

Como hemos dicho en la introducción, en este escrito se seguirán las recomendaciones del TRS-398, por lo tanto $TPR_{20,10}$ será el índice de calidad para los haces de fotones de alta energía y en función de este indicador se dan las tablas o las funciones que se utilicen para obtener los parámetros dependientes de la calidad del haz.

Una excepción son los datos para ^{60}Co, cuya entrada en la tabla es directamente el nombre del elemento y no el $TPR_{20,10}$.

En la tabla 3, se resumen las condiciones de medida para la determinación del índice de calidad del haz de fotones.

4.3. Condiciones de referencia

En la tabla 4, se especifican las condiciones de referencia para determinar la dosis absorbida en agua, debida a haces de fotones de alta energía, incluyendo los haces de ^{60}Co.

4.3.1. Punto efectivo

En fotones, el punto efectivo de una cámara cilíndrica no coincide con el centro de la cavidad, sino que éste se sitúa más cerca de la superficie del maniquí o más cerca del foco de radiación (0,6 veces el radio de la cámara), dependiendo siempre de la energía del haz. En los protocolos basados en patrones de dosis absorbida en agua, se acuerda que la cámara se calibre situando el punto medio de la cavidad a la profundidad de referencia, dando el coeficiente de calibración en estas condiciones, y por lo tanto así la ha de colocar el usuario cuando la utilice en la determinación de dosis absorbida en agua. No se hará pues corrección por punto efectivo ni por desplazamiento.

Magnitud de influencia	Valor o característica
Medio o maniquí	Agua
Detector[10]	Cámara de ionización plano-paralela o cilíndrica
Detector de referencia	Sí
Punto de referencia de la cámara	Plano-paralela: en el centro cara interna de la ventana
	Cilíndrica: en el eje central y en el centro de la cavidad
Posición del punto de referencia	A la profundidad de medida
Distancia[11] DFC o DFS	100 cm
Tamaño de campo[12]	10 cm x 10 cm
Profundidad de medida	10 g/cm^2 y 20 g/cm^2
Equivalencia $PDP_{20,10}$ y $TPR_{20,10}$	$TPR_{20,10} = 1{,}2661\ PDP_{20,10} - 0{,}595$
Corrección por saturación, polaridad, presión y temperatura...	Comprobar la influencia de estas magnitudes

Tabla 3. Condiciones de medida para la determinación del $TPR_{20,10}$ o $PDP_{20,10}$.

[10] Se puede utilizar un diodo pero se ha de contrastar previamente con los resultados obtenidos con cámara de ionización, ya que la respuesta del semiconductor puede variar con la profundidad.

[11] Si el TPR se calcula a partir del PDP, las medidas se harán a DFS de 100 cm.

[12] Si se trabaja a DFS, el tamaño de campo se especifica en la superficie; si es a DFC el tamaño de campo será en el plano de la cámara.

4.4. Determinación de la dosis absorbida en agua

La dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia viene dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \tag{13}$$

siendo:

- M_Q lectura del conjunto cámara-electrómetro (nC)
- N_{D,w,Q_0} coeficiente de calibración del conjunto cámara-electrómetro (Gy/nC)
- k_{Q,Q_0} factor que tiene en cuenta la diferencia entre la calidad del haz Q y la calidad en que se calibró la cámara

M_Q es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia, la cual se puede expresar como un producto de factores:

$$M_Q = M_Q^* k_{P,T} k_h k_s k_{pol} \tag{14}$$

con:

- k_h factor de corrección por la humedad del aire de la cámara
- $k_{P,T}$ corrección por presión y temperatura del aire de la cavidad de la cámara
- k_s factor de corrección por recombinación o falta de saturación
- k_{pol} factor de corrección por polaridad, normalmente despreciable en este tipo de cámaras y energías

Magnitud de influencia	Valor o característica
Tipo de cámara y maniquí	Cilíndrica en agua
Profundidad de medida (z_{ref})	Si ^{60}Co ⇒ 5 g/cm^2(10 g/cm^2)
	Si $TPR_{20,10}$ < 0,7 ⇒ 10 g/cm^2 (5 g/cm^2)
	Si $TPR_{20,10}$ ≥ 0,7 ⇒ 10 g/cm^2
Punto de referencia de la cámara	En el eje central y en el centro de la cavidad
Posición del punto de referencia	A la profundidad de medida z_{ref}
Distancia DFS o DFC[13]	^{60}Co a 80 cm, resto de fotones a 100 cm
Tamaño de campo	10 cm x 10 cm
Corrección por presión, temperatura, saturación y polaridad, fugas,...	Sí

Tabla 4. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en haces de fotones.

[13] La distancia se medirá del foco a la superficie o del foco al plano de la cámara dependiendo del modo de trabajo del usuario DFS o DFE (en el isocentro) y/o de la especificaciones del sistema de planificación de tratamientos.

4.5. Valores de k_{Q,Q_0}

La solución óptima, sería que el Laboratorio de calibración suministrara con el coeficiente de calibración, N_{D,w,Q_0} un conjunto de factores k_{Q,Q_0}, que cubrieran el rango de energías del usuario. De esta forma se cumpliría uno de los objetivos de un protocolo de dosimetría en términos de dosis absorbida en agua, y es el de tratar las cámaras de ionización de forma individual, teniendo en cuenta las pequeñas diferencias estructurales existentes entre elementos distintos del mismo modelo.

En la tabla 14 del protocolo TRS-398, se dan valores calculados de k_{Q,Q_0} para un conjunto de cámaras cilíndricas y un rango de $TPR_{20,10}$ entre 0,5 y 0,84, cuando el coeficiente de calibración ha sido determinado en ^{60}Co. Los datos se han obtenido de la publicación de Andreo (Andreo 1992) y son válidos en las condiciones de referencia establecidos en el protocolo TRS-398. En el cálculo se ha considerado que las cámaras no sumergibles se introducen en una funda de 0,5 mm de PMMA. Los valores de $s_{w,air}$ y factores de perturbación utilizados en el cálculo se incluyen en el Apéndice II del documento TRS-398. En la figura 4, se presenta una gráfica del ajuste de estos valores k_{Q,Q_0}. Corresponde a la figura 7 del protocolo TRS-398.

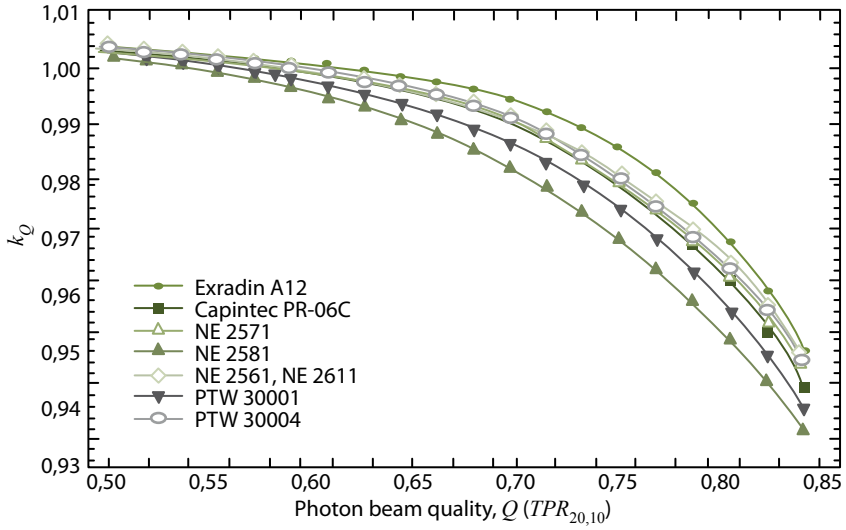

Figura 4. Ajuste de los valores calculados de k_{Q,Q_0} para varias cámaras de ionización cilíndricas en función del índice de calidad del haz $TPR_{20,10}$. Q_0 corresponde a la energía del ^{60}Co (Reproducción con permiso de Andreo (Andreo y cols. 2000).

4.6. Incertidumbre estimada

La incertidumbre asociada a la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia en un haz de fotones o de electrones, se origina en la determinación del coeficiente de calibración de la cámara de ionización $N_{D,w}$ en el Laboratorio, *paso* 1, y en el hospital cuando se efectúan las medidas en las condiciones del usuario, *paso* 2. En la tabla 5, se reproducen los valores de incertidumbre publicados en TRS-398; se ha considerado el caso más desfavorable y más habitual, que la cámara se calibre en un Laboratorio secundario por comparación con un patrón secundario; en el caso de que se calibrase en un Laboratorio primario, la incertidumbre total hubiera sido menor (1,2% en $D_{w,Q}$).

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)
Paso 1*: *Laboratorio de calibración	
Calibración del patrón secundario $N_{D,w}$	0,5
Estabilidad del patrón secundario	0,1
Calibración del dosímetro del usuario $N_{D,w}$	0,4
• Incertidumbre combinada del paso 1	0,6
Paso 2*: *Haz de fotones del usuario	
Estabilidad del conjunto cámara-electrómetro	0,3
Condiciones de referencia	0,4
Lectura del dosímetro M_Q respecto al sistema monitor del haz	0,6
Corrección por las magnitudes de influencia k_i	0,4
Corrección por la calidad del haz K_{Q,Q_0} (Calculados)	1,0
• Incertidumbre combinada del paso 2	1,4
Incertidumbre típica combinada (pasos 1+2) en $D_{w,Q}$	**1,5**

Tabla 5. Incertidumbre típica relativa estimada en la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia, en un haz de fotones de alta energía. (Reproducción con permiso de Andreo (Andreo y cols. 2000)).

4.7. Medidas en condiciones distintas a las de referencia

4.7.1. Distribuciones de dosis absorbida en profundidad, en el eje del haz

Las distribuciones de dosis absorbida en profundidad (PDP o $\%DD$) (Figura 5), se obtienen determinando la dosis absorbida a lo largo del eje del haz y se expresan en porcentaje respecto del valor máximo. Habitualmente se miden con cámara de ionización o diodos en el seno de un maniquí de agua.

Si se utiliza una cámara de ionización cilíndrica, se ha de corregir por la posición del punto efectivo de la cámara, esto es, se ha de trasladar la curva hacia la superficie una distancia igual a 0,6 veces el radio interno de la cámara cilíndrica. Se puede utilizar una cámara plano-paralela especialmente en las profundidades más cercanas a la superficie. También en este caso se debería tener en cuenta la posición del punto efectivo.

No es necesario corregir por los $s_{w,air}$, ni por factores de perturbación, ya que estos se consideran constantes con la profundidad, para un tamaño de campo y una energía concretos. Sí, se debería comprobar, en algunos puntos al menos, la influencia de la falta de saturación en la cámara ya que la recombinación puede ser diferente en los distintos tramos de la curva, debido a que el número de partículas que le llegan a la cámara será menor, a mayor profundidad.

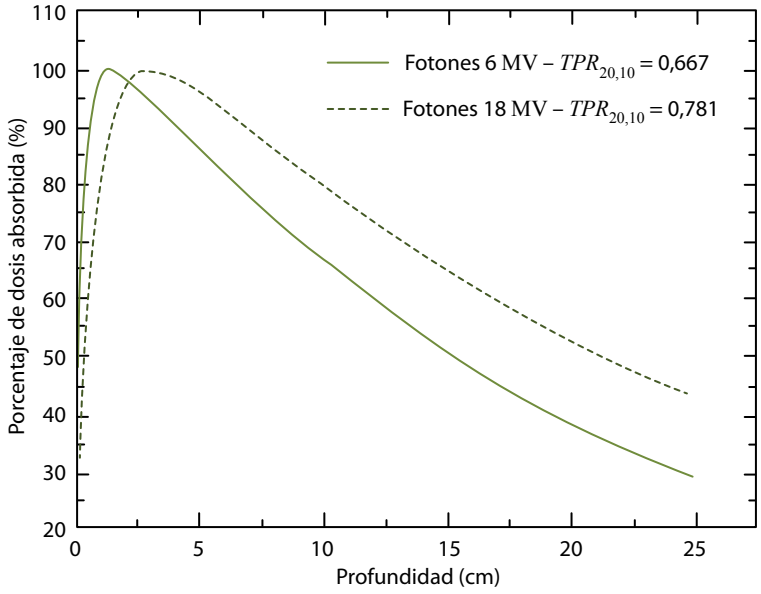

Figura 5. Distribución de dosis absorbida en profundidad (PDP). Fotones de 18 y 6 MV. DFS de 100 cm, campo 10 cm x 10 cm. Medidos con cámara de ionización plano-paralela (Datos de ICO-SFMPR).

Si se utilizan detectores de estado sólido, se debería contrastar la respuesta con una cámara de ionización, ya que la respuesta de los diodos aumenta cuando la energía disminuye.

En la tabla 6, se presentan parámetros de haces de fotones producidos por diferentes aceleradores lineales, aunque de características muy similares; las medidas se han realizado a DFS de 100 cm, en un campo de 10 cm x 10 cm, con una cámara de ionización plano-paralela.

La distribución PDP varía con la energía (Figura 5), a mayor energía, mayor penetración del haz en el medio y por lo tanto, la profundidad del máximo es mayor en la energía de 18 MV que en 6 MV. Pero también varía con la apertura del colimador, para una misma energía. En la figura 6, se puede ver como la profundidad del máximo de dosis absorbida se acerca a la superficie, cuando el tamaño de campo aumenta, esto es debido, a que para campos grandes tiene más importancia la componente de dosis dispersa (fotones y electrones) producida en el sistema de colimación, y esta componente dispersa de menor energía se traduce en que el máximo de dosis absorbida se acerca a la superficie del medio.

	CLINAC 600 (6 MV FF)	TRILOGY (6 MV SSR)	TRUEBEAM (6 MV-FFF)	TRUEBEAM (10 MV-FF)	TRUEBEAM (10 MV-FFF)	CL 2100C (18 MV)
R_{100} (cm)	1,40	1,40	1,30	2,40	2,10	3,10
D_5 (%)	85,90	86,30	83,40	91,70	90,70	96,20
D_{10} (%)	66,60	66,40	63,20	73,60	71,20	79,20
D_{20} (%)	38,50	37,90	34,30	46,30	43,00	52,60
$TPR_{20,10}$	0,67	0,66	0,63	0,74	0,70	0,78
$D_{20,10}$	0,58	0,57	0,54	0,63	0,60	0,66

Tabla 6. Parámetros que caracterizan los haces de fotones producidos por los aceleradores lineales propiedad del ICO, campo 10 cm x 10 cm a DFS de 100 cm.

En las tres primeras columnas de la tabla 6, se muestran los parámetros de tres haces de 6 MV obtenidos con distintos tipos de filtros: 6 MV FF (*Flattened Filter*) con el filtro aplanador habitual, 6 MV SSR con un filtro aplanador de menor tamaño con el que se consigue una tasa de dosis absorbida máxima de 10 Gy/min, utilizado en técnicas de radiocirugía y 6 MV FFF sin filtro aplanador (*Free Flattened Filter*) con el que se pueden alcanzar tasas de dosis absorbida de hasta 14 Gy/min. La diferencia en los parámetros que caracterizan la energía del haz es significativa, siendo menor la energía efectiva en los haces que no llevan filtro aplanador, ya que estos filtros absorben los fotones de menor energía y endurecen el espectro. Lo mismo, en las columnas 4 y 5, donde se presen-

tan las características de los haces de 10 MV con filtro (FF) y sin filtro (FFF), estos últimos pueden alcanzar tasas de dosis absorbida de hasta 24 Gy/min.

Es un ejemplo claro de por qué un haz de fotones no puede ser representado por el potencial acelerador, sino por un índice de calidad que tenga en cuenta la penetrabilidad del haz: $TPR_{20,10}$.

4.7.2. Variación de la dosis absorbida con la apertura del colimador

La recomendación para la medida de estos factores de colimador o factores de campo es determinar la dosis absorbida para las distintas aperturas de colimador, en condiciones análogas a las de referencia (profundidad, tipo de detector y maniquí, etc.) y expresar el factor como el cociente de la dosis absorbida en el campo *Ci* respecto a la del campo de referencia. Un ejemplo de estos factores está representado en la figura 8.

Si el factor debe ser evaluado a la profundidad del máximo, lo mejor es medir a la profundidad de referencia (5 o 10 g/cm^2) y pasar al valor en el máximo a partir de las PDP o TMR.

Cuando se trata de campos muy pequeños, inferiores a 4 cm de lado, como los usados en técnicas de radiocirugía o IMRT, es importante tener en cuenta la dimensión del detector, las cámaras de ionización generalmente no son adecuadas, y se han de usar otros sistemas como diodos, TLD o películas (Figura 9).

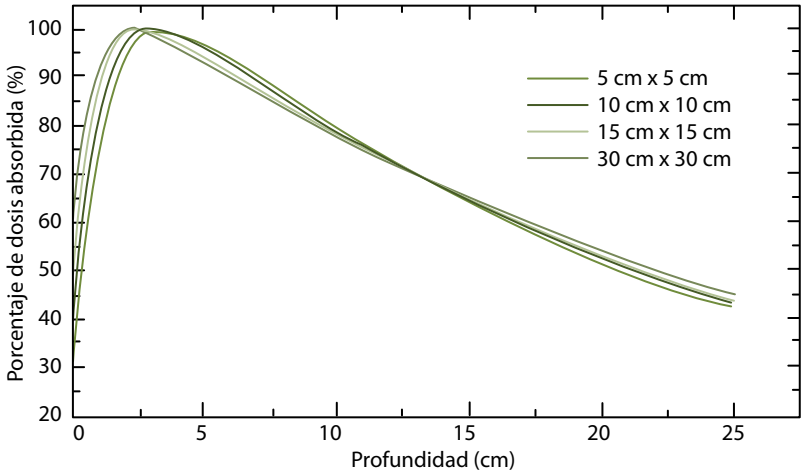

Figura 6. Variación de la distribución de dosis absorbida con la apertura del colimador, fotones de 18 MV, DFS de 100 cm, campos de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15 y 30 x 30 (cm x cm). Medidas con cámara de ionización en agua, corregidas por el punto efectivo de la cámara (Datos de ICO-SFMPR).

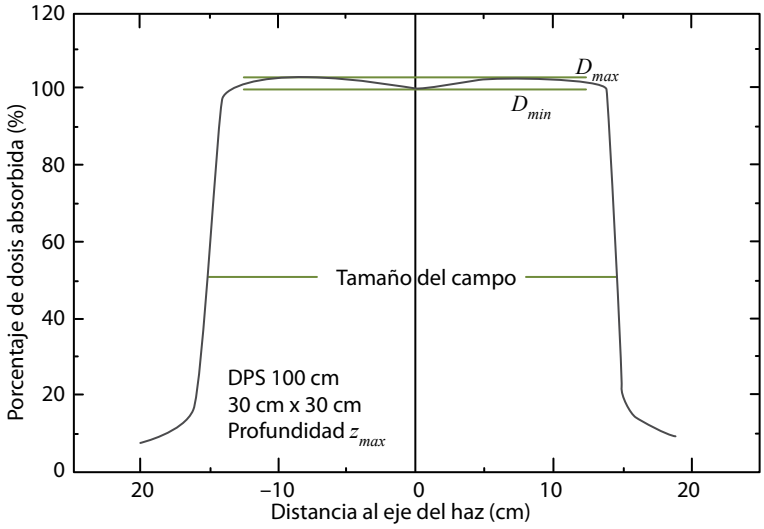

Figura 7. Distribución de dosis absorbida en un eje del plano perpendicular al eje de un haz de RX de 18 MV (perfil) (Datos de ICO-SFMPR).

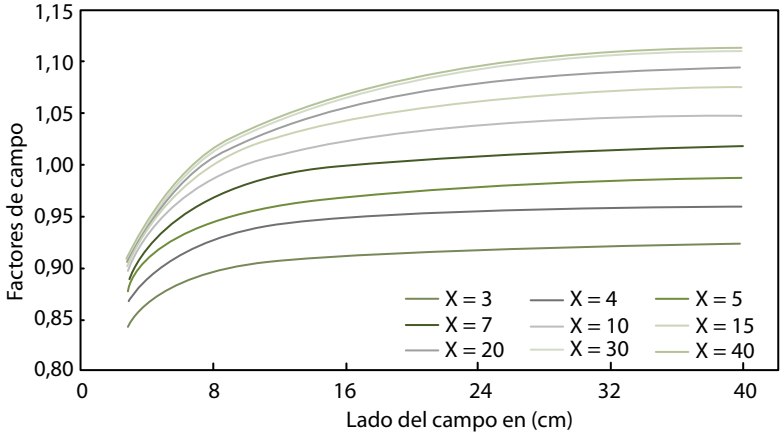

Figura 8. Ejemplo de factores de campos rectangulares en función de la apertura en cm de una de las mandíbulas, referenciados al campo 10 cm x 10 cm. TRUEBEAM fotones 15 MV, DFC de 100 cm (DFS de 90 cm), profundidad 10 cm. Medidas realizadas con una cámara de ionización cilíndrica de pequeñas dimensiones (Datos de ICO-SFMPR).

4.7.3. Distribución de dosis absorbida en planos perpendiculares al eje del haz

Se representan en forma de curvas de isodosis en porcentajes respecto del valor de dosis absorbida en el punto del eje del haz y a la profundidad del plano. Proporcionan información sobre la uniformidad, la simetría y la penumbra del haz. Normalmente se obtienen a partir de medidas efectuadas con diodos o con películas. Las cámaras de ionización pueden resultar demasiado grandes para obtener una buena resolución en los límites del campo, donde la dosis absorbida varía bruscamente.

Otro método más rápido es efectuar solamente barridos en los ejes principales del campo y en las diagonales; de estas curvas llamadas perfiles (Figura 7) se puede extraer suficiente información sobre la uniformidad (diferencia porcentual entre D_{max} y D_{min}), la simetría y la penumbra del haz de radiación.

También en este caso es importante el tamaño del detector, sobre todo en las zonas cercanas al límite del campo donde el gradiente de dosis absorbida es muy elevado. Se aconseja utilizar cámaras cilíndricas de pequeño diámetro o semiconductores, especialmente cuando se miden haces filtrados con cuñas (Figura 10).

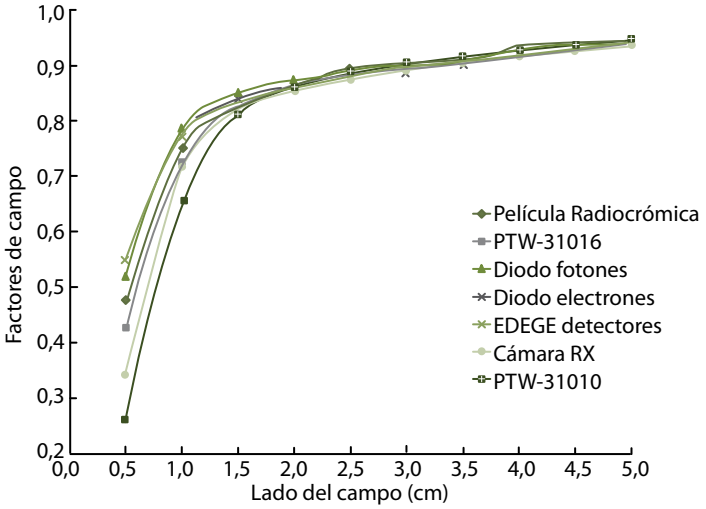

Figura 9. Factores de campos cuadrados de dimensiones inferiores a 4 cm x 4 cm. Influencia del tamaño del detector. (Reproducción con permiso de Puxeo (Puxeo 2008)).

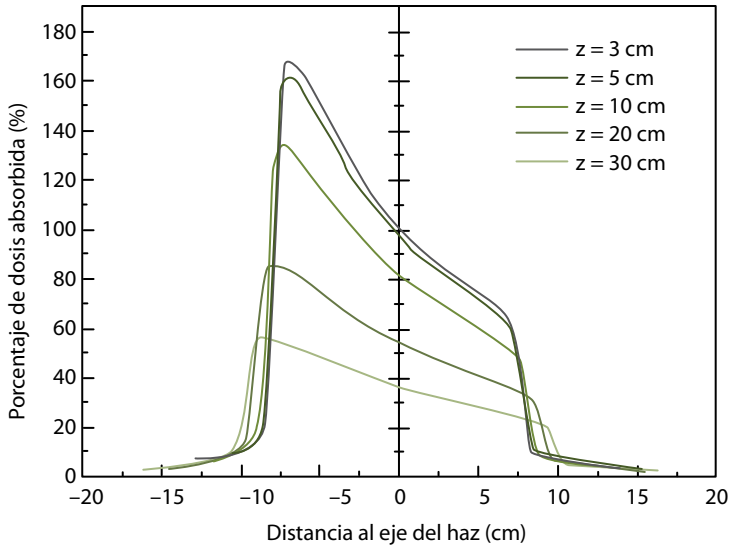

Figura 10. Perfil de dosis absorbida a diferentes profundidades en un haz de RX 18 MV, filtrado con cuña de 60º, campo 15 cm x 15 cm a DFS de 100 cm. Debido al alto gradiente de dosis absorbida en el eje, las medidas se han realizado con una cámara de ionización cilíndrica de pequeñas dimensiones (Datos de ICO-SFMPR).

5. Electrones de alta energía

5.1. Equipamiento recomendado

5.1.1. Cámaras de ionización

Las cámaras recomendadas para la determinación de dosis absorbida en haces de electrones de cualquier energía, son las plano-paralelas con unas características de diseño tal que:

- La geometría y los materiales de la cámara produzcan la mínima perturbación en la fluencia de electrones; deberían construirse de un material equivalente a agua.
- La cara frontal de la cámara o ventana será suficientemente fina ($\approx$ 0,1 g/cm^2) lo que permitirá medir a profundidades muy cercanas a la superficie.
- Un problema que se puede plantear con las cámaras planas, es que la respuesta sea dependiente del ángulo de incidencia del haz; para ello es conveniente que el diámetro del electrodo colector no sea superior a 20 mm y la distancia entre electrodos no supere los 2 mm, lo que también mejorará la resolución en profundidad, debido al alto gradiente de las curvas de dosis absorbida en profundidad (PDP).
- El electrodo colector deberá llevar anillo de guarda de anchura no inferior a 1,5 veces la altura de la cavidad, de forma que el volumen de la cámara quede bien definido por el campo eléctrico entre los dos electrodos. La contribución a la lectura (carga) provendrá de los electrones incidentes mientras que será despreciable la contribución de los electrones que entran por las paredes laterales. El punto efectivo de la cámara se asume que está en la parte interna de la ventana.
- El efecto de polaridad debe ser inferior al 1%.

Para los haces de electrones de mayor energía ($R_{50} \geq 4$ g/cm^2) se pueden utilizar cámaras cilíndricas.

5.1.2. Maniquíes

Se recomienda usar preferentemente agua; las dimensiones del maniquí, al igual que en fotones, han de exceder en 5 cm a las dimensiones del campo mayor que se ha de medir.

Si la medida se hace con el haz horizontal, el espesor de la pared de entrada del maniquí, ha de ser muy fino, entre 0,2 y 0,5 cm. La equivalencia en agua de este espesor de la pared se tendrá en cuenta al calcular la profundidad de la medida.

Si se utiliza un maniquí de láminas de plástico, autorizado para las energías más pequeñas, el espesor de láminas se ha de corregir por la densidad del plástico (ver punto 5.9.1):

Espesor (g/cm^2) = Espesor (cm) $\cdot \rho$ (g/cm^3)

siendo ρ la densidad del plástico:

ρ (PMMA) = 1,19 g/cm^3

ρ (Poliestireno) = 1,06 g/cm^3

5.2. Índice de calidad

Un haz de electrones no se puede caracterizar por un único valor de energía, sino por una distribución o espectro de energías. Los electrones que forman el haz tendrán energías diferentes dependiendo de la zona del acelerador o de la profundidad del medio, donde se encuentren.

La introducción de material dispersor en el camino del haz implica que el espectro de energía se ensanche, debido a un incremento del número de electrones de baja energía, y varíe también, la distribución angular de la fluencia.

En la figura 11 se muestra un esquema de la distribución de energías de un haz de electrones, $\bar{E}_a$ es la energía media de los electrones en la parte interna de la ventana del acelerador lineal, antes de pasar por los filtros dispersores, cámaras de ionización monitoras y sistema de colimación. Los electrones en este punto, tienen la mayor energía y el espectro es más estrecho. Al llegar a la superficie, debido a las distintas colisiones, la energía ha disminuido y el espectro se ha ensanchado. $\bar{E}_0$ representa aquí, la energía media en la superficie del medio (paciente, maniquí, etc.). Según el haz va penetrando en el medio, el espectro de energías $\bar{E}_z$ se va degradando. Cada espectro está representado por un valor medio máximo $E_{max,a}$, $E_{max,0}$, $E_{max,z}$ y más probable $E_{p,a}$, $E_{p,0}$, $E_{p,z}$.

El valor de energía con el que los fabricantes especifican los haces de electrones, se denomina generalmente energía nominal (E_n) y es un valor muy cercano al de la energía más probable en superficie $E_{p,0}$.

Aunque se pueden utilizar diversos métodos para la caracterización de un haz de electrones (energía umbral de las reacciones nucleares, o de la radiación Cerenkov, etc.), el más práctico y sencillo, para un haz de utilización clínica, es el basado en la medida de los alcances o recorridos de los electrones en un medio equivalente a agua.

En los protocolos actuales se define como *índice de calidad de un haz de electrones*, la profundidad del 50% de la dosis absorbida máxima R_{50} (g/cm^2), medido a DFS de 100 cm y con un tamaño de campo en la superficie mayor

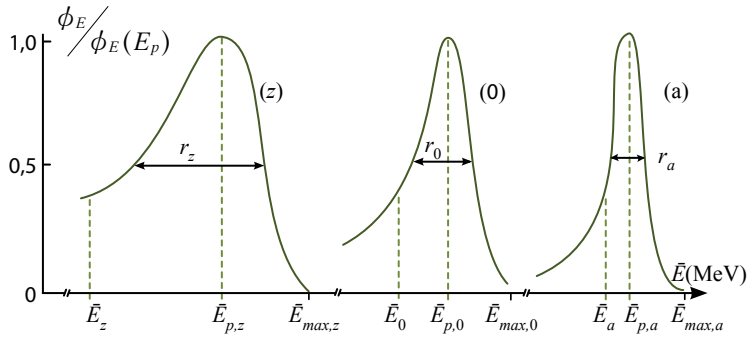

Figura 11. Espectros energéticos de un haz de electrones; fluencia energética normalizada a la energía más probable: (a) antes de la ventana de salida del acelerador; (0) en la superficie del medio; (*z*) a una profundidad *z* en el medio (Adaptada de ICRU (ICRU 1984)).

o igual que 20 cm x 20 cm, si se trata de altas energías, o igual o mayor que 10 cm x 10 cm para energías más bajas, (Tabla 7).

La recomendación como siempre, es que las medidas se efectúen en agua, pero en el caso de energías muy bajas $\bar{E}_0$ < 10 MeV (R_{50} < 4 g/cm^2), se puede trabajar en plástico, con las profundidades de medida convenientemente puestas en escala, según el punto 5.9.

Si la determinación del índice de calidad se realiza a partir de la distribución de carga o ionización obtenida con la cámara, lo que se determina es el $R_{50,ion}$, que corresponde a la profundidad en agua del 50% de la ionización máxima, por lo que se ha de convertir a R_{50} de dosis absorbida. Para ello se pueden utilizar las expresiones siguientes[14]:

Si $R_{50,ion} \leq 10$ g/cm^2

$$R_{50} = 1{,}029\, R_{50,ion} - 0{,}06 \text{ (g/cm}^2\text{)} \quad (15)$$

Si $R_{50,ion} > 10$ g/cm^2

$$R_{50} = 1{,}059\, R_{50,ion} - 0{,}37 \text{ (g/cm}^2\text{)} \quad (16)$$

Si la determinación se hace a partir de medidas con otro tipo de detectores (diodos, diamante, etc.) no es necesario hacer ninguna corrección. En la tabla 7, se resumen las condiciones de medida para determinar el índice de calidad en haces de electrones.

[14] En todos los puntos, la ionización se debe corregir por saturación y polaridad, aunque se puede limitar a unas cuantas profundidades, debido a que la variación de estas magnitudes, es muy lenta con la profundidad.

5.3. Condiciones de referencia

En la tabla 8, se detallan las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de electrones, siguiendo las recomendaciones del protocolo TRS-398.

5.3.1. Profundidad de referencia

En los protocolos actuales, se recomienda como profundidad de medida una z_{ref} variable y dependiente del índice de calidad R_{50}, dada por la ecuación siguiente:

$$z_{ref} = 0{,}6\, R_{50} - 0{,}1 \qquad (17)$$

con z_{ref} y R_{50} en g/cm^2.

En las energías bajas (R_{50}< 4 g/cm^2), z_{ref} difiere muy poco de la recomendada en protocolos anteriores, profundidad del máximo de dosis absorbida (z_{max} o R_{100}); en las energías altas z_{ref} es mayor que z_{max}. El motivo de esta recomendación proviene de que el valor de las razones de poderes de frenado agua-aire ($s_{w,air}$) para haces clínicos coincide mejor con las $s_{w,air}$ de los haces monoenergéticos a profundidades mayores que las del máximo de dosis absorbida; por lo tanto es menor la incertidumbre en el cálculo de los parámetros que intervienen en la determinación de la dosis absorbida.

Magnitud de influencia	Valor o característica
Tipo de cámara	$R_{50} \geq 4$ g/cm^2 ⇒ Plano-paralela o cilíndrica
	$R_{50} < 4$ g/cm^2 ⇒ Plano-paralela
Maniquí	$R_{50} \geq 4$ g/cm^2 ⇒ Agua
	$R_{50} < 4$ g/cm^2 ⇒ Agua o plástico
Punto de referencia de la cámara	Plano-paralela: en el centro de la cara interna de la ventana Cilíndrica: en el eje central y en el centro de la cavidad
Posición del punto de referencia	Plano-paralela: en el punto de medida Cilíndrica: desplazar la cámara 0,5 r por debajo del punto de la medida, o corregir la profundidad en la misma cantidad
Distancia DFS	100 cm
Tamaño de campo en la superficie	$R_{50} > 7$ g/cm^2 ⇒ ≥ 20 cm x 20 cm
	$R_{50} \leq 7$ g/cm^2 ⇒ ≥ 10 cm x 10 cm
Corrección por polaridad y saturación	Si
$R_{50} = 1{,}029\, R_{50,ion} - 0{,}06$ (g/m^2) cuando $R_{50,ion} \leq 10$ g/cm^2	
$R_{50} = 1{,}059\, R_{50,ion} - 0{,}37$ (g/m^2) cuando $R_{50,ion} > 10$ g/cm^2	

Tabla 7. Condiciones para la determinación del índice de calidad (R_{50}).

5.3.2. Punto efectivo

En las medidas en haces de electrones, el punto efectivo de la cámara se ha de situar en la profundidad de referencia. Si se utilizan cámaras cilíndricas, el punto efectivo en haces de electrones está a 0,5 veces el radio de la cámara hacia la superficie, esto es el centro de la cámara o punto de referencia ha de colocarse 0,5 r más profundo en el maniquí, de forma que el punto efectivo coincida con la profundidad de medida. En el caso de las cámaras planas, el punto efectivo y el de referencia coinciden en el centro de la pared interna de la ventana.

Magnitud de influencia	Valor o característica
Tipo de cámara	$R_{50} \geq 4$ g/cm^2 ⇒ Plano-paralela o cilíndrica
	$R_{50} < 4$ g/cm^2 ⇒ Plano-paralela
Maniquí	$R_{50} \geq 4$ g/cm^2 ⇒ Agua
	$R_{50} < 4$ g/cm^2 ⇒ Agua o plástico
Profundidad de medida (z_{ref})	$z_{ref} = 0{,}6\ R_{50}$ (z_{ref} y R_{50} en g/cm^2)
Punto de referencia de la cámara	Plano-paralela: en el centro de la cara interna de la ventana
	Cilíndrica: en el eje central y en el centro de la cavidad
Posición del punto de referencia	Plano-paralela: a la profundidad de medida z_{ref}
	Cilíndrica: 0,5 r por debajo de z_{ref}
Distancia DFS	100 cm
Tamaño de campo en la superficie	≥ 10 cm x 10 cm

Tabla 8. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de electrones.

5.4. Determinación de la dosis absorbida en agua

Como en el caso de los fotones, la dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia z_{ref} viene dado por:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \tag{18}$$

siendo:

- M_Q lectura del dosímetro-cámara de ionización corregida por las magnitudes de influencia al igual que en los haces de fotones (párrafo 4.4)
- N_{D,w,Q_0} coeficiente de calibración de la cámara
- k_{Q,Q_0} factor de corrección por la diferencia entre la calidad del haz del usuario y la del haz que se utilizó para la calibración

5.5. Valores de k_{Q,Q_0}

La recomendación es usar los valores de k_{Q,Q_0} tabulados en los protocolos acreditados, salvo disponer de valores medidos, dados o trazados a Laboratorios de referencia.

5.5.1. Cámara calibrada en ^{60}Co

En la tabla 18 del protocolo TRS-398, se incluyen valores de k_{Q,Q_0} calculados para distintas calidades R_{50} de haces de electrones y para un conjunto de cámaras de ionización plano-paralelas y cilíndricas, cuando la calidad de calibración Q_0 corresponde a ^{60}Co.

5.5.2. Cámara calibrada en un conjunto de energías o calidades de haces de electrones

Si se dispone de un conjunto de coeficientes de calibración N_{D,w,Q_i} lo más cómodo para trabajar es tomar una de las calidades Q_i como la de referencia, Q_0 (generalmente una de las energías mayores disponibles, $R_{50} \approx 8$ g/cm^2, 20 MeV) así el coeficiente de calibración será N_{D,w,Q_0} y las demás expresarlas como un conjunto de $k_{Q,Q_0} = \frac{N_{Q,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}}$.

De esta forma cuando se ha de verificar la estabilidad del coeficiente de calibración, sólo es necesario medir en la calidad Q_0.

5.6. Calibración interna

Es un método bastante habitual que el usuario obtenga un coeficiente de calibración para una cámara de ionización, por comparación en un haz de radiación adecuado, con otra cámara de la que se dispone de un coeficiente de calibración dado por un Laboratorio. Por ejemplo, es bastante normal que se calibren en el Laboratorio secundario, una o dos cámaras que pasarán a ser el patrón y el resto de las cámaras cilíndricas sean "calibradas" en una unidad de Cobalto 60 en el propio hospital.

En el caso de las cámaras plano-paralelas, la recomendación es que éstas se calibren en haces de electrones, en lugar de en ^{60}Co, debido a que para esta energía, existe gran incertidumbre en la determinación del factor de perturbación por la pared (p_{wall}) de las cámaras planas. Solamente uno o dos Laboratorios primarios disponen de patrones para la calibración de cámaras en calidades de electrones. Por este motivo es de interés discutir aquí el procedimiento de calibración interna, ("*cross-calibration procedure*") (Andreo y cols. 2000).

El procedimiento consiste en colocar las cámaras alternativamente en el mismo punto, a la profundidad de referencia z_{ref}, con las condiciones de referencia que corresponden a cada tipo de cámara. Se trata de calcular el coeficiente de calibración de la cámara problema "x" en una calidad Q_{cross}; para ello, se igualan las dosis absorbidas determinadas con ambas cámaras:

$$N_{D,w,Q_0}^{ref} M_{Q_{cross}}^{ref} k_{Q_{cros},Q_0}^{ref} = N_{D,w,Q_{cross}}^{x} M_{Q_{cross}}^{x} \tag{19}$$

$$N_{D,w,Q_{cross}}^{x} = \frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{Q_{cross}}^{x}} N_{D,w,Q_0}^{ref} k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} \tag{20}$$

siendo:

$M_{Q_{cross}}^{ref}$ lectura de la cámara de referencia en el haz de calidad Q_{cross}

$M_{Q_{cross}}^{x}$ lectura de la cámara problema en el haz de calidad Q_{cross}

Si la calidad Q_{cross} corresponde a un haz de electrones, para eliminar las fluctuaciones del haz, se ha de usar una cámara monitora colocada a la misma profundidad de referencia. De este modo las lecturas de las cámaras serán sustituidas por:

$\frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{cross}^{mon}}; \frac{M_{Q_{cross}}^{x}}{M_{Q_{cross}}^{mon}}$ valores medios de los cocientes de las lecturas de cada cámara por la de la cámara monitora

N_{D,w,Q_0}^{ref} coeficiente de calibración de la cámara de referencia, en la energía Q_0

k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} factor que corrige por la diferencia en la calidad Q_{cross} respecto a la de calibración Q_0

k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} se puede calcular mediante:

c) interpolación en la tabla nº18 del protocolo TRS-398, si Q_0 corresponde a la energía del ^{60}Co,

d) utilización de la expresión $k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} = \frac{k_{Q_{cross},Q_{\text{int}}}^{ref}}{k_{Q_0,Q_{\text{int}}}^{ref}}$ si Q_0 corresponde a un haz de electrones, con $k_{Q_{cross},Q_{\text{int}}}^{ref}$ y $k_{Q_{cross},Q_{\text{int}}}^{ref}$ interpoladas en la tabla 19 del TRS-398.

Una vez obtenido el coeficiente de calibración, la cámara problema se podrá usar para determinar la dosis absorbida en otras calidades diferentes:

$$D_{w,Q} = N_{D,w,Q_{cross}}^{x} M_{Q_{cross}}^{x} k_{Q,Q_{cross}}^{x} \tag{21}$$

y el factor de corrección por la calidad siempre se puede obtener por:

$$k^{x}_{Q,Q_{cross}} = \frac{k^{x}_{Q,Q_{int}}}{k^{ref}_{Q_{cross},Q_{int}}} \tag{22}$$

5.7. Incertidumbre estimada

En el protocolo TRS-398 se presentan dos tablas con la incertidumbre típica relativa estimada en la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia, en un haz de electrones, una cuando la cámara utilizada ha sido calibrada en un haz de ^{60}Co y la segunda para una cámara calibrada directamente en un haz de electrones de (R_{50} ~ 10 g/cm^2; $\bar{E}_0$ ~ 23 MeV). En la tabla 9 reproducimos esta segunda tabla, aunque es el caso menos habitual, ya que muy pocos laboratorios primarios disponen de este servicio y menos los secundarios. Lo normal es que el propio usuario se calibre su cámara en su propio centro.

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)	
	Cámara cilíndrica $R_{50} \geq 4$ g/cm^2	Cámara plano-paralela $R_{50} \geq 1$ g/cm^2
Paso 1: Laboratorio de calibración[15]		
Determinación del coeficiente N_{D,w,Q_0}	0,7	0,7
Paso 2: Haz de electrones del usuario		
Estabilidad del conjunto cámara-electrómetro	0,3	0,4
Condiciones de referencia	0,4	0,6
Lectura del dosímetro M_Q respecto al sistema monitor del haz	0,6	0,6
Corrección por las magnitudes de influencia k_i	0,4	0,5
Corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_0} (calculados)	0,9	0,6
• *Incertidumbre combinada del paso* 2	1,3	1,2
Incertidumbre típica combinada (pasos 1+2) $D_{w,Q}$	**1,4**	**1,4**

Tabla 9. Incertidumbre típica estimada en la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia, en un haz de electrones de alta energía. Cámara calibrada en un Laboratorio primario. (Reproducción con permiso de Andreo (Andreo y cols. 2000)).

[15] El National Physics Laboratory (NPL) de U.K. daba en el año 2009 una incertidumbre de 2% (k = 2) en la determinación del $N_{D,w}$ de una cámara NACP calibrada en un rango de energías R_{50} de 1,70 a 9,01 g/cm^2.

5.8. Medidas en condiciones diferentes a las de referencia

5.8.1. Distribuciones de dosis absorbida en profundidad, en el eje del haz

Al igual que en el caso de los haces de fotones, al medir la distribución de dosis absorbida en profundidad PDP ó % DD (Figura 12), se deberá tener en cuenta las recomendaciones dadas en la tabla 8, en relación al tipo de cámara de ionización, puntos efectivos de los detectores, maniquíes, etc.

Si se usa cámara de ionización, la lectura en cada profundidad ha de ser corregida por las razón de poderes de frenado $s_{w,air}$, (variable con la $\bar{E}_z$) y también por el efecto de la polaridad y saturación. El factor de perturbación se considera que no varía con la profundidad para las cámaras recomendadas, con un buen anillo de guarda, etc.; en caso contrario, la recomendación es no usarla para estas medidas. Para la corrección por los $s_{w,air}$, se puede utilizar la ecuación o las tablas dadas en el punto II.4 del Apéndice II del TRS-398.

Si la determinación se hace con semiconductores, no es necesario ninguna corrección, pues las razones de poderes de frenado agua-silicio $s_{w,si}$, se consideran constantes con la $\bar{E}_z$; solamente se ha de tener en cuenta la posición del punto efectivo del detector, que está en la parte activa del diodo. La situación de éste respecto a la superficie del detector vendrá dado en las especificaciones del diseño.

Se utilizará un detector o cámara monitora para corregir por las fluctuaciones del haz.

A partir de las curvas de dosis absorbida en profundidad se obtienen algunos parámetros que caracterizan el haz de electrones (Figura 12) y que se discutirán en el punto 5.8.2.

5.8.2. Otros parámetros que caracterizan el haz de electrones

En los protocolos anteriores al año 2000 se consideraba como índice de calidad del haz de electrones, la energía media en superficie del maniquí, $\bar{E}_0$. A partir de este parámetro se obtienen los factores que intervienen en la ecuación para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia, como son las razones de poderes de frenado, y los factores de perturbación.

La expresión más utilizada para la determinación de la $\bar{E}_0$es la dada en la ecuación:

$$\bar{E}_0 \text{ (MeV)} = 2{,}33\ R_{50} \text{ (cm)} \qquad (23)$$

siendo R_{50} la profundidad del 50% del valor máximo de dosis absorbida.

La ecuación (23), se obtuvo del ajuste matemático de distintos haces de electrones de uso clínico en los años 70 (Brahme y Svensson 1976). En principio esta ecuación sólo es válida para haces de electrones de campos mayores o iguales a 20 cm x 20 cm, en un rango de energías entre 5 y 30 MeV y siempre que la distribución de dosis absorbida en profundidad se haya obtenido a distancia fuente-cámara (DFC) fija (haces no divergentes).

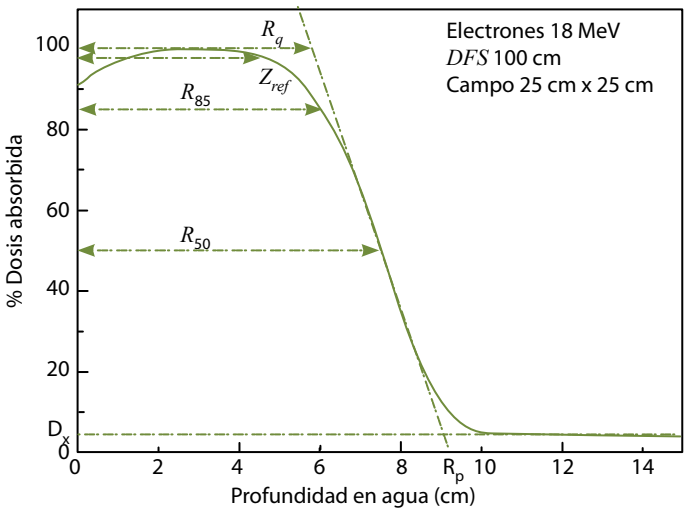

Figura 12. Distribución de dosis absorbida en profundidad. Haz de electrones de energía nominal 18 MeV, R_{50} = 7,6 g/cm^2. Determinada a DFS de 100 cm, aplicador 25 cm x 25 cm. Se advierte que para esta energía la profundidad de referencia (4,5 g/cm^2) está muy cerca de la profundidad del máximo de dosis absorbida (Acelerador lineal VARIAN TRILOGY, ICO-SFMPR).

Con el fin de obviar el problema, el protocolo español (SEFM 1984, 1987), recomienda utilizar, en lugar de una expresión, una tabla de valores de $\bar{E}_0$ en función del 50% de dosis absorbida o de ionización.

Si la distribución de dosis absorbida es obtenida a una distancia foco-superficie (DFS) de 100 cm y con un campo en superficie mayor o igual que 20 cm x 20 cm, se pueden utilizar las siguientes relaciones para el cálculo de $\bar{E}_0$, recomendadas en TRS 381 (Almond y cols. 1997).

Si R_{50} (cm) ha sido determinado a partir de una curva de dosis absorbida en profundidad:

$$\bar{E}_0\,[\text{MeV}] = 0{,}665 + 2{,}059R_{50,\,Dosis} + 0{,}022R^2_{50,\,Dosis} \qquad (24)$$

Si R_{50} (cm) ha sido determinado en una curva de ionización:

$$\bar{E}_0\,[\text{MeV}] = 0{,}818 + 1{,}935R_{50,Ion} + 0{,}040R_{50,Ion}^2 \tag{25}$$

La diferencia entre los valores de $\bar{E}_0$, calculados según la expresión (24) y (25) o (23) puede llegar al 1%. Con el nuevo protocolo TRS-398, el valor de $\bar{E}_0$, deja de ser el parámetro de elección, ya que como índice de calidad tomamos el R_{50} en g/cm^2 y todos los demás parámetros se recalculan en función de éste.

En resumen, tendremos que la expresión recomendada para calcular la energía media en superficie $\bar{E}_0$ es:

$$\bar{E}_0 = 2{,}33\ R_{50} \tag{26}$$

El alcance práctico R_p o profundidad donde la tangente a la parte de la curva PDP de alto gradiente, corta al tramo de la curva que representa la radiación de frenado, (Figura 12) viene expresado por:

$$R_p = 1{,}271R_{50} - 0{,}23 \tag{27}$$

La profundidad de referencia z_{ref}, por:

$$z_{ref} = 0{,}6R_{50} - 0{,}1\ (\text{g/cm}^2) \tag{28}$$

La energía media a la profundidad de referencia z_{ref}, por:

$$\bar{E}_{z\,ref} = 0{,}07 + 1{,}027R_{50} - 0{,}0048R_{50}^2 \tag{29}$$

Otro parámetro geométrico utilizado en clínica es el alcance terapéutico R_{85} o profundidad del 85% de la dosis absorbida máxima, definido en la curva de porcentaje de dosis absorbida en profundidad. En la tabla 10, se presentan ejemplos de estos parámetros.

5.8.3. Distribución de la dosis absorbida en planos perpendiculares al eje del haz. Perfiles

Como en los fotones, este tipo de distribuciones se utilizan principalmente para estudiar la simetría y uniformidad del haz de electrones, así como para verificar las distribuciones de dosis absorbida calculadas por el sistema de planificación (TPS). Se ha de utilizar un detector de pequeño volumen, especialmente en las zonas cercanas a los límites del campo, donde existe un alto gradiente de dosis absorbida; lo más adecuado es usar diodos por su pequeño tamaño, o cámaras de ionización cilíndricas de volumen inferior a 0,1 cm^3, nunca cámaras plano-paralelas.

En el caso de utilizar cámaras de ionización, se debería corregir por saturación ya que este factor es dependiente de la tasa de ionización, y comprobar el efecto de la polaridad, que en principio no debería ser muy importante porque este efecto depende de la energía. No es necesario corregir por las razones de poderes de frenado.

Si lo que se pretende es estudiar la simetría o la uniformidad, no es necesario hacer ninguna corrección. Se utilizará un detector o cámara monitora para corregir por las fluctuaciones del haz (Figura 13).

Energía nominal (MeV)	**6**	**9**	**12**	**16**	**20**
Profundidad del 50% de ionización (cm)	2,3	3,5	4,9	6,5	8,2
Profundidad del 50% de dosis absorbida R_{50} (g/cm^2)	2,3	3,6	5,0	6,7	8,3
Energía media en superficie $\bar{E}_0$ (MeV)	5,5	8,2	11,3	15,2	19,3
Alcance práctico R_p (g/cm^2)	2,9	4,3	6,0	8,0	10,2
Energía más probable en superficie $E_{p,0}$ (MeV)	6,0	8,8	12,2	16,2	20,6
Profundidad del máximo de dosis absorbida z_{max}(g/cm^2)	1,3	2,1	2,8	3,2	2,4[16]
Profundidad de referencia z_{ref}(g/cm^2)	1,3	2,0	2,9	3,9	4,9
Energía media a la profundidad z_{ref} $\bar{E}_z$ (MeV)	2,6	3,6	4,9	6,4	8,1

Tabla 10. Parámetros que caracterizan los haces de electrones producidos por un acelerador lineal médico con cámara plano-paralela en un campo 20 cm x 20 cm a DFS de 100 cm. Acelerador lineal CLINAC 2100 C (Datos de ICO-SFMPR).

5.8.4. Variación de la dosis absorbida con la apertura del colimador

Estos factores se deberían medir a la profundidad del máximo de dosis absorbida z_{max} en las condiciones que correspondan a las de los tratamientos o a las que solicite el sistema de planificación, distintos tamaños de campo, distancias foco-superficie SSD, etc. El z_{max} será diferente para cada tamaño y cada DFS. La variación de la dosis absorbida con la apertura del colimador, generalmente se expresa en porcentajes respecto de la dosis absorbida determinada en el z_{max} del haz de referencia.

Si se utiliza cámara de ionización esta deberá de ser de un diámetro adecuado a las dimensiones del haz que se ha de medir y será necesario introducir todas las correcciones explicadas en el párrafo 5.4. (Determinación de la dosis absorbida).

[16] En las energías altas de electrones, el máximo no corresponde a un punto sino a una zona ancha (*plateau*), en este caso, en una profundidad entre 1,5 y 3,5 cm la dosis absorbida varía menos del 1%.

5.8.5. Fuente efectiva y fuente virtual

En el tema 2 ya se ha explicado qué se entiende por fuente virtual de un haz de electrones, de qué depende su posición y como se determina. Aquí solamente hablaremos de las condiciones de medida en las que se debe hacer su determinación (Tabla 11).

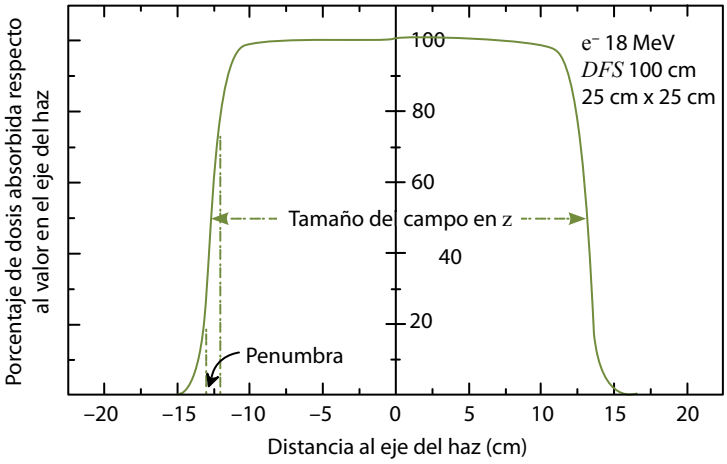

Figura 13. Distribución de dosis absorbida en un plano perpendicular al eje del haz. Electrones 18 MeV, R_{50}= 7,6 g/cm^2. DFS de 100 cm, aplicador 25 cm x 25 cm, profundidad 20 mm. La penumbra está definida como la distancia entre los puntos en los que la dosis absorbida es el 80% y el 20% del valor en eje del haz. (Datos de ICO-SFMPR).

Maniquí	Agua o plástico: profundidad del máximo de dosis absorbida
	Aire (cámara con caperuza de equilibrio electrónico)
Detector	Cámara de ionización
Corrección por *punto efectivo*	No es necesario
Corrección por: k_{TP}, k_{pol}, k_s	Conveniente
Cámara monitora	Sí (Corrección por k_{TP})
Distancia foco-detector	Variable [95-120 cm]
Energías	Todas las disponible o en uso (Figura 14)
Tamaño del campo o aplicador	Todos los disponible o en uso
Tasa	La habitual de trabajo

Tabla 11. Condiciones de medida para la determinación del foco virtual.

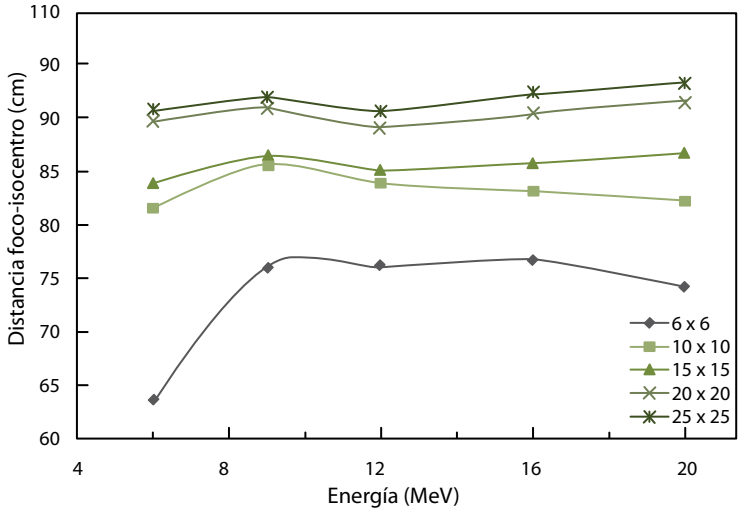

Figura 14. Variación de la posición del foco virtual de los haces de electrones con la energía (6 MeV – 20 MeV) y con el tamaño de campo o aplicador (6 cm x 6 cm – 25 cm x 25 cm) en un acelerador lineal TRUEBEAM. La diferencia con la DFS nominal (100 cm) es mayor para las energías bajas y colimadores pequeños. En el caso de las energías más bajas la posición de la fuente virtual está muy por delante del foco nominal (Datos de ICO-SFMPR).

5.9. Medidas en plástico

Para determinar la dosis absorbida en haces de muy baja energía ($R_{50} < 4$ g/cm^2), en los que se da un alto gradiente de dosis absorbida en la zona de z_{ref}, se "permite" con el fin de disminuir la incertidumbre ligada a la posición de la cámara de ionización, la utilización de maniquíes de plástico, siempre que se conozca muy bien la densidad del mismo.

5.9.1. Corrección de la profundidad de medida

La profundidad de medida en plástico se ha de expresar en g/cm^2, multiplicando la profundidad en cm por la densidad del material ρ_{pl} (g/cm^3). Se recomienda verificar o medir la densidad del maniquí de plástico ya que, en algunos casos, no coincide con la dada por el fabricante o en las tablas (Lizuain y cols. 1999; Saldaña y cols. 2000).

Mediante un factor de puesta en escala representado en el protocolo TRS-398 por c_{pl}[17] se calcula la profundidad de agua equivalente a la de medida en plástico.

[17] El factor c_{pl} corrige profundidades en g cm^{-2} y aparece en minúsculas en el protocolo TRS-398 para diferenciarlo del factor C_{pl}, factor de puesta en escala en cm, de protocolos anteriores.

Valores de la densidad y de c_{pl} para los plásticos más usuales, se pueden encontrar en la tabla 21 del TRS-398.

En resumen:

$$z_{pl}\,(\text{g/cm}^2) = z_{pl}\,(\text{cm}) \cdot \rho_{pl}\,(\text{g/cm}^3) \tag{29}$$

$$z_{w}\,(\text{g/cm}^2) = z_{pl}\,(\text{g/cm}^2) \cdot c_{pl} \tag{30}$$

Las mismas expresiones se deberían utilizar para la determinación del índice de calidad R_{50} a partir de medidas en plástico. Primero se obtendría la curva de ionización en plástico, y a partir de aquí el $R_{50,pl}$, posteriormente se aplicarían las correcciones por la densidad y el factor de escala. Finalmente se calcularía el índice de calidad o $R_{50,dosis}$.

$$R_{50,ion,pl}\,(\text{g/cm}^2) = R_{50,ion,pl}\,(\text{cm}) \cdot \rho_{pl}\,(\text{g/cm}^3) \tag{31}$$

$$R_{50,ion,w}\,(\text{g/cm}^2) = R_{50,ion,pl}\,(\text{g/cm}^2) \cdot c_{pl} \tag{32}$$

$$R_{50} = 1{,}029\; R_{50,ion,w} - 0{,}06 \tag{33}$$

5.9.2. Determinación de la dosis absorbida a la profundidad de referencia

La medida se hará en la profundidad z_{pl}, calculada a partir de la profundidad de referencia z_{ref}, función del índice de calidad.

$$z_{pl}(g/cm^2) = \frac{z_{ref}\,(g/cm^2)}{c_{pl}} \tag{34}$$

$$z_{pl}(cm) = \frac{z_{pl}(g/cm^2)}{\rho_{pl}(g/cm^3)} \tag{35}$$

También la lectura de la cámara se ha de corregir por un factor de puesta en escala de la fluencia, h_{pl} dependiente del tipo de plástico, e independiente de la energía (Lizuain y cols. 1999; Siegbahn y cols. 2003). En la tabla nº 21 del TRS-398, se encuentran valores de h_{pl}. Los valores calculados por Siegbahn, mediante métodos de Monte Carlo coinciden mejor con los valores medidos, que los publicados en TRS-398.

Así, tenemos las siguientes expresiones:

$$M_{Q,w}\,(z_{ref}) = M_{Q,pl}\,(z_{pl}) \cdot h_{pl} \tag{36}$$

$$D_{w,Q}\,(z_{ref}) = M_{Q,pl}\,(z_{pl}) \cdot h_{pl} \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \tag{37}$$

6. Rayos X de energias baja y media

La utilización de equipos de rayos X de energía baja o media en los tratamientos de radioterapia ha disminuido considerablemente a la vez que incrementaba la disponibilidad de aceleradores lineales en los hospitales; actualmente se siguen usando los rayos X de bajo voltaje o "terapia superficial" para el tratamiento de algunos tumores de piel de tamaños muy pequeños, y prácticamente nada los equipos de rayos X de kilovoltaje medio también conocidos como equipos de ortovoltaje o terapia profunda.

La dosimetría de los rayos X en este rango de energía, se ha basado normalmente en medidas de exposición o kerma en aire. A partir de estas magnitudes se calculaba la dosis absorbida en la superficie aplicando una corrección por el efecto de retrodispersión.

Aunque no existen muchos patrones de dosis absorbida en estas energías, un Laboratorio de calibración acreditado puede suministrar coeficientes de calibración en dosis absorbida en agua, derivados de los coeficientes en exposición o kerma en aire, y en este supuesto podemos utilizar el mismo formalismo que hemos visto hasta ahora para la determinación de la dosis absorbida en agua.

6.1. Rayos X de baja energía

Consideramos en este apartado los fotones producidos con un potencial acelerador máximo entre 80 y 100 kV, correspondiendo a un espesor de hemirreducción entre 2 y 3 mm de Al.

6.1.1. Equipamiento recomendado

Se utilizará como detector, una cámara de ionización plano-paralela especial para esta zona de baja energía, con una ventana de entrada de pequeño espesor, (entre 2 y 3 mg/cm^2), aunque suficiente para conseguir el equilibrio electrónico (Tabla 12). En el caso de que la cámara se use en las medidas de haces de kilovoltajes superiores a 50 kV, será necesario añadir alguna lámina del

Cámara de ionización	Volumen de la cavidad (cm^3)	Diámetro del electrodo colector (mm)	Material de la ventana	Espesor de la ventana (mg/cm^2)
PTW M23342	0,02	3	Polietileno	2,5
PTW M23344	0,20	13	Polietileno	2,5
NE 2532/3A	0,03	3	Polietileno	2,5
NE 2536/3A	0,30	13	Polietileno	2,5

Tabla 12. Características de las cámaras plano-paralelas utilizadas en la dosimetría de haces de rayos de baja energía (Reproducción con permiso de Andreo (Andreo y cols. 2000)).

mismo material que el de la cámara, que asegure el equilibrio electrónico. Si no fuera posible conseguir un espesor exacto de equilibrio, es mejor usar un espesor ligeramente mayor, porque la atenuación que produciría sería despreciable.

El punto efectivo de estas cámaras, tanto para las medidas en el Laboratorio como en condiciones de usuario, es el centro de la cara externa de la ventana. En el caso de utilizar láminas supletorias, el punto efectivo estará en la lámina de equilibrio más externa.

El maniquí, donde se realizará la medida, debería ser de agua, pero dadas las dificultades de colocación de la cámara, lo más idóneo es un plástico equivalente a agua; se puede utilizar PMMA en condiciones de referencia, siempre que la cámara se calibre en el Laboratorio con el mismo plástico. La superficie de la cámara deberá estar perfectamente alineada con la superficie del maniquí. Si se utilizan láminas suplementarias, estas cubrirán todo el campo que se ha de medir. No es necesario corregir por la densidad del plástico ya que la dosis absorbida se determina en la superficie del maniquí. Se recomienda que por debajo de la cámara haya un espesor de al menos 5 g/cm^2.

6.1.2. Índice de calidad

Como parámetros que caracterizan el haz se había tomado siempre, el potencial acelerador (kV) y el espesor de hemirreducción o capa hemirreductora CHR (HVL). El problema que se presenta, es la dificultad de encontrar, un Laboratorio de calibración que disponga de haces de rayos X en los que coincidan ambos parámetros CHR y kV con los de los haces del usuario.

Si se ha de tomar un solo índice de calidad, la CHR es el de elección y también el recomendado en TRS-398. Pero se habría de estudiar cómo influye en el coeficiente de calibración $N_{D,w,Q}$ las diferencias en el kilovoltaje, de lo cual desgraciadamente, no hay mucha información en la bibliografía.

La definición del espesor de hemirreducción CHR es el espesor de material que reduce la tasa de kerma en aire de un haz estrecho, medida a una distancia de referencia, al 50% de la tasa de kerma en un haz sin el material atenuador. Por lo tanto las medidas se han de realizar en aire, y el haz ha de ser lo suficientemente colimado para que a la cámara de ionización solamente le llegue la radiación primaria.

La disposición más adecuada es situar la cámara a una distancia del foco mayor de 50 cm, en el aire, de forma que no haya material dispersor a menos de 1 m de distancia, y a mitad de distancia colocar un colimador que reduzca el tamaño del haz al mínimo que cubra la cámara de ionización. Las láminas de aluminio con las que se irá atenuando el kerma en aire, se colocan cercanas al colimador y la CHR se obtiene por interpolación. El aluminio ha de ser de una pureza superior al 99,9%. Se debe usar una cámara monitora para controlar las fluctuaciones del haz, con cuidado de que la respuesta no varíe con la dispersión producida por las láminas de Al.

6.1.3. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

Las condiciones de referencia vienen dadas en la tabla 13.

La expresión para la determinación de la dosis absorbida en agua es la misma que para las otras energías:

$$D_{w,Q} = M_Q \, N_{D,w,Q_0} \, k_{Q,Q_0} \tag{38}$$

Como se indica en la tabla 13, la lectura ha de ser corregida por las magnitudes de influencia, pero se ha de ser muy cuidadoso con la tensión aplicada a la cámara ya que la ventana puede sufrir deformación debida al campo eléctrico. Si las condiciones de calibración de la cámara son muy similares a las de determinación de la dosis absorbida en el haz del usuario, y dado que la tasa de dosis absorbida en estos equipos es muy baja, es posible obviar las correcciones por polaridad y por recombinación.

El factor de corrección por la diferencia en energía k_{Q,Q_0} no se puede calcular para este tipo de cámaras, ya que no cumplen la teoría de Bragg-Gray, por lo tanto ha de ser suministradas por el Laboratorio de calibración, para un conjunto de energías que cubran el rango de trabajo del usuario.

Magnitud de influencia	Valor o característica
Tipo de cámara	Plano-paralela especial para rayos X de baja energía
Maniquí	Plástico equivalente a agua o PMMA
Profundidad de medida (z_{ref})	Superficie del maniquí
Punto de referencia de la cámara	En el centro de la cara externa de la ventana o de las láminas suplementarias
Distancia DFS	La usual de tratamiento o la del aplicador de referencia
Corrección por k_{TP}, k_{pol}, k_s	Sí
Tamaño de campo en la superficie	3 cm x 3 cm o 3 cm de diámetro o la superficie del aplicador de referencia

Tabla 13. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de rayos X de baja energía.

La incertidumbre típica relativa estimada en TRS-398 para estas determinaciones varía entre un 2,3% y 3,6% dependiendo de si el coeficiente de calibración de la cámara se ha establecido directamente en dosis absorbida en agua en un Laboratorio primario o a partir de un N_K en un Laboratorio secundario, que es el caso más desfavorable.

6.1.4. Medidas en condiciones diferentes a las de referencia

En este tipo de medidas, el problema está en disponer de un maniquí del material y espesor adecuados, ya que es prácticamente imposible medir en agua. El PMMA no es aceptable porque no es equivalente a agua y por lo tanto no produce la misma retrodispersión. Si se trata de medir en profundidad se han de colocar láminas suficientemente finas e ir ajustando la DFS cada vez. En el caso de medidas en función del tamaño de campo, se han de medir todas las combinaciones de colimadores y distancias que se utilicen en clínica. Debido a la forma y material de los aplicadores no se recomienda utilizar los factores de retrodispersión publicados, aunque correspondan al mismo tamaño de campo equivalente.

6.2. Rayos X de energía media

En este punto se trata la dosimetría de los haces de rayos de CHR mayor de 2 mm de Al y potencial generador mayor de 80 kV.

6.2.1. Equipamiento recomendado

Cámaras de ionización cilíndricas de volumen entre 0,1 y 1 cm^3 y maniquí de agua. El punto efectivo de la cámara se considera en el centro del eje de la cavidad, tanto para la calibración como para las medidas por el usuario. Si la cámara no es sumergible se utilizará una funda o camisa de un espesor no superior a 1 mm de PMMA. Esta funda se utilizará tanto en la calibración como en la determinación de la dosis absorbida de referencia. Si se trabaja con el haz horizontal la pared del maniquí será de plástico de espesor entre 0,2 y 0,5 cm. Este espesor corregido por la densidad del plástico será incluido en la profundidad de medida.

6.2.2. Índice de calidad

Como en el caso de los rayos X de baja energía, el índice de calidad es el espesor de hemirreducción CHR (HVL), y también como en el caso anterior, todavía se dispone de poca información de la variación del coeficiente de calibración con la CHR y con el potencial generador, aunque como podemos ver en la figura 15, la variación es independiente.

Para la medida de la CHR se recomienda la misma disposición que en el caso de los rayos de bajo kilovoltaje: medidas en aire con cámara de ionización, el haz colimado al mínimo campo que cubra la cámara y el material filtrante colocado a la salida del colimador. El material de la CHR será aluminio o cobre de una pureza 99,9%.

6.2.3. Determinación de la dosis absorbida

Las condiciones de referencia recomendadas para la determinación de la dosis absorbida en haces de rayos X de energía media se dan en la tabla 14.

El formalismo para la determinación de la dosis absorbida es el mismo que el utilizado para los distintos tipos de haces de fotones:

$$D_{w,Q} = M_Q \, N_{D,w,Q_0} \, k_{Q,Q_0} \tag{39}$$

Como en el caso de los RX de baja energía el factor de corrección k_{Q,Q_0} no se puede calcular y ha de ser medido en el Laboratorio de calibración de la cámara de ionización. Tampoco se deben utilizar factores dados para un modelo de cámara determinado, ya que existen importantes diferencias entre valores de k_{Q,Q_0} calculados para conjuntos de cámaras del mismo tipo y modelo (Figura 16).

En cuanto a la incertidumbre estimada, depende de las condiciones en que se haya establecido el coeficiente N_{D,w,Q_0}. Si ha sido directamente en el Laboratorio primario, la incertidumbre típica relativa sería de aproximadamente 1,9%; en el caso de que este coeficiente se haya derivado del coeficiente N_K, la incertidumbre llegaría al 3,4%.

6.2.4. Medidas en condiciones diferentes a las de referencia

La determinación de distribuciones de dosis absorbida en profundidad en el eje del haz, PDP (Figura 17) se debe hacer a partir de medidas en agua con una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer. En las profundidades cercanas a la superficie, se puede utilizar una cámara plana como las que se utilizan en las medidas de haces de electrones.

Dadas las dificultades que suponen las medidas en estas energías, también se pueden utilizar los datos publicados, siempre que coincidan los kV y CHR.

Respecto a las medidas del factor de campo, las recomendaciones son determinarlos para todos los conjuntos de tamaños de campo y DFS utilizables en clínica. Lo mejor es hacer las medidas a 2 cm de profundidad y después calcular el valor en el máximo con el PDP.

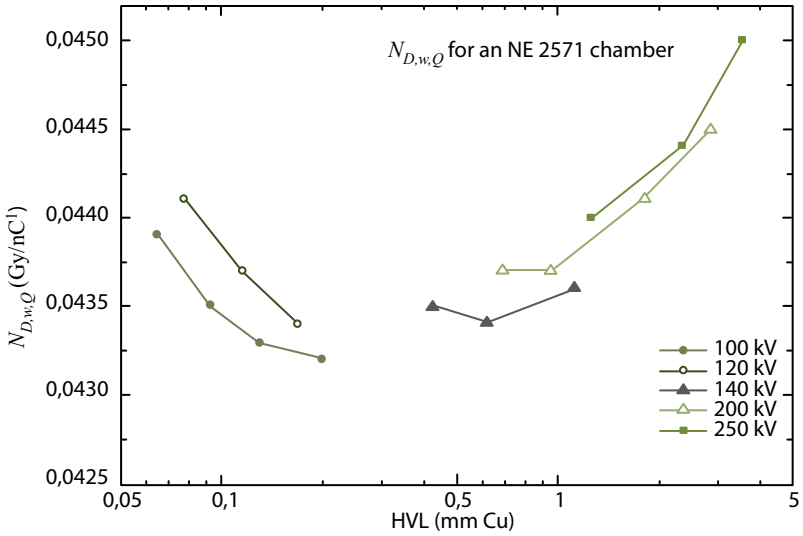

Figura 15. Variación del coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0} en función de CHR (HVL) y del potencial acelerador (kV). Los coeficientes han sido calculados a partir de los coeficientes en kerma en aire N_K medidos en el laboratorio NRL (Reproducción con permiso de Andreo (Andreo y cols. 2000)).

Magnitud de influencia	**Valor o característica**
Tipo de cámara	Cilíndrica
Maniquí	Agua
Profundidad de medida (z_{ref})	2 g/cm^2
Punto de referencia de la cámara	En el centro del eje de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de medida (z_{ref})
Distancia DFS	La usual de tratamiento o la del aplicador de referencia
Corrección por k_{TP}, k_{pol}, k_s	Sí
Tamaño de campo en la superficie	10 cm x 10 cm o la superficie del aplicador de referencia

Tabla 14. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de rayos X de energía media.

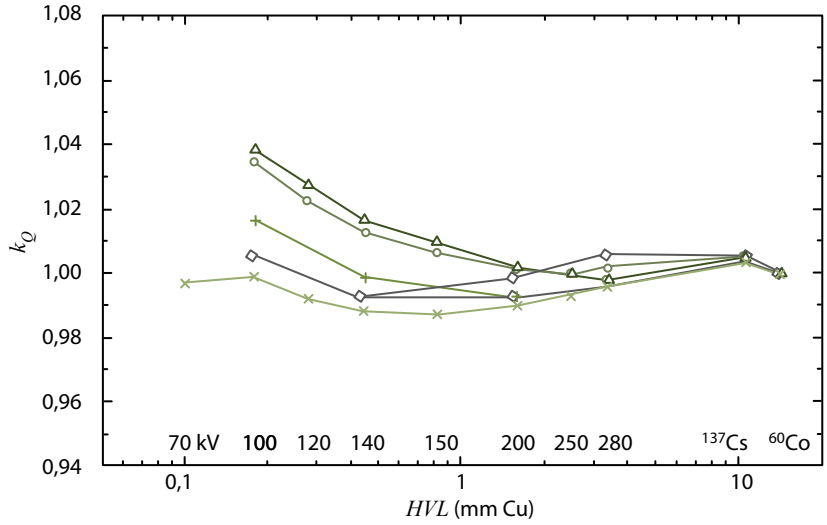

Figura 16. Variación del factor k_Q, en función del CHR (HVL) para un conjunto de 7 cámaras del modelo M23331; valores medidos en el Laboratorio PTB (Reproducción con permiso de Andreo (Andreo y cols. 2000)).

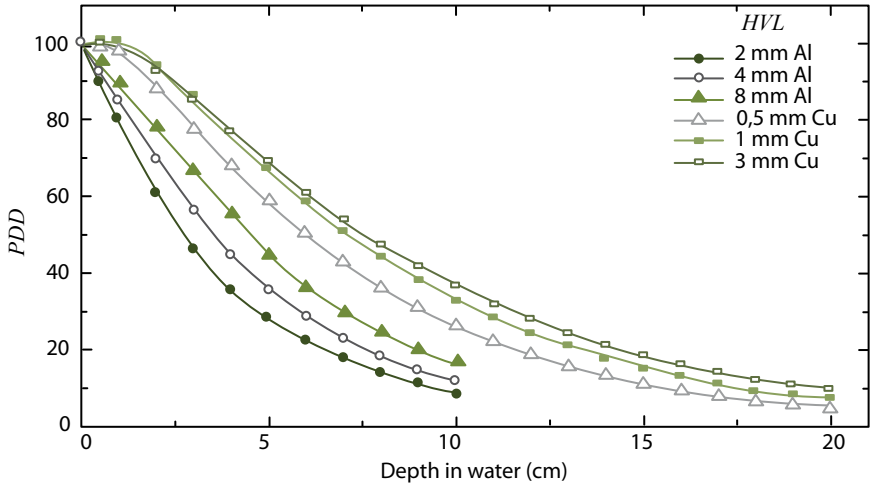

Figura 17. PDP de haces de rayos X de energía media. Datos de los haces: CHR: 2, 4 y 8 mm de Al, medidos a DFS de 20 cm y campo 10 cm de diámetro. El resto de los campos de 10 cm x 10 cm a DFS de 50 cm (Reproducción con permiso de Andreo (Andreo y cols. 2000)).

7. Dosimetría de haces de rayos X de energías media y baja basada en medidas de kerma en aire

Como se comentó al principio del capítulo 6, es difícil actualmente que los laboratorios patrón proporcionen coeficientes de calibración en dosis absorbida en agua para estas energías. Por esta razón se ha considerado que podría ser útil incluir en este documento una somera descripción de la dosimetría de estos haces con cámaras de ionización calibradas en unidades de kerma en aire; para ello seguiremos las recomendaciones del protocolo IPEMB (Klevenhagen y cols. 1996). El formalismo utilizado es el que se ha venido usando hasta la publicación del protocolo TRS-398.

Todo lo discutido anteriormente respecto a índice de calidad y equipamiento recomendado es válido en este protocolo; la diferencia importante está en el formalismo usado en la determinación de la dosis absorbida y en las condiciones de referencia.

7.1. Rayos X de energía media

Corresponde a un rango de CHR entre 0,5 y 4 mm de Cu (equivalente en aluminio a más de 8 mm) cubriendo un potencial acelerador entre 160 y 300 kV.

La profundidad de referencia, z_{ref}, en agua es 2 g/cm^2, al igual que en el protocolo TRS-398. La cámara de ionización recomendada es una cámara cilíndrica de un volumen inferior a 1 cm^3, con un coeficiente de calibración en unidades de kerma en aire. La expresión para calcular la dosis absorbida a 2 g/cm^2 de profundidad será:

$$D_{w,z=2cm} = MN_k k_{ch} \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{z=2,\phi} \qquad (40)$$

siendo:

$D_{w,z=2\,cm}$ — dosis absorbida en agua en el centro de la cámara a 2 cm ($\approx$2 g/cm^2) de profundidad en agua

M — lectura de la cámara en agua a 2 cm de profundidad, corregida por las magnitudes de influencia

N_k — coeficiente de calibración de la cámara en unidades Gy/unidad de lectura que corrige la lectura de la cámara a la energía correspondiente al valor de la CHR

k_{ch} — factor que corrige por la diferencia en la respuesta de la cámara entre la calibración en aire y la medida en el maniquí de agua (Tabla 15)

$\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{z=2,\phi}$ — razón de los coeficientes de absorción másicos agua-aire, promediados con el espectro de fotones a 2 cm de profundidad y en un campo de diámetro ϕ (Tabla 16)

mm Al	mm Cu	$k_{ch,2561}$
8,3	0,5	1,023
11,9	1,0	1,022
15,2	2,0	1,020
19,3	4,0	1,018

Tabla 15. Factor de corrección por la cámara (k_{ch}), calculado para la cámara NE2561 (Reproducción con permiso de Klevenhagen (Klevenhagen y cols. 1996)).

Capa hemirreductora (CHR)		$\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{w,air}\right]_{air}$	$\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{w,air}\right]_{z=2,\phi}$		
mm Al	mm Cu	Todos ϕ	ϕ = 1,12 cm (1 cm)	ϕ = 11,16 cm (10 cm)	ϕ = 43,85 cm (40 cm)
0,03		1,049			
0,04		1,047			
0,06		1,045			
0,08		1,043			
1,10		1,042			
1,15		1,038			
0,20		1,036			
0,40		1,030			
0,60		1,026			
0,80		1,023			
1,00		1,021			
2,00		1,018			
3,00		1,020			
5,00		1,029			
8,00	(0,47)	1,047	1,047	1,039	1,035
10,00	(0,68)		1,060	1,049	1,045
15,00	(1,91)		1,091	1,080	1,073
20,00	(4,46)		1,109	1,104	1,098
	0,50		1,049	1,041	1,037
	0,80		1,066	1,055	1,049
	1,00		1,072	1,061	1,056
	1,50		1,084	1,073	1,066
	2,00		1,093	1,082	1,074
	3,00		1,102	1,094	1,086
	4,00		1,108	1,102	1,095

Tabla 16. Razón de los coeficientes de absorción de energía másicos agua-aire para un espectro primario, a la profundidad de 2 cm en agua, con un haz incidente circular de diámetro ϕ, respecto a la CHR en mm de Al y Cu. Los valores entre paréntesis corresponden a la dimensión del lado del campo cuadrado equivalente. (Reproducción con permiso de Klevenhagen (Klevenhagen y cols. 1996)).

7.2. Rayos X de energía baja

El término baja energía, se refiere en el protocolo IPEMB (Klevenhagen y cols. 1996) a rayos X con CHR entre 1 y 8 mm de Al que corresponde a potenciales aceleradores entre 50 y 160 kV.

En este caso, se utiliza una cámara de ionización cilíndrica calibrada en unidades de kerma en aire, y la magnitud de interés es la dosis absorbida en agua y en superficie, que se determina según la siguiente expresión:

$$D_{w,z=0} = MN_K B_w \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{w,air}\right]_{air} \tag{41}$$

con:

$D_{w,z=0}$ dosis absorbida en la superficie del maniquí de agua

M lectura de la cámara en aire, corregida por las magnitudes de influencia

N_K coeficiente de calibración de la cámara en unidades de kerma en aire, en el seno del aire (Gy/unidad de lectura) que corrige la lectura de la cámara a la energía correspondiente a la CHR

B_w factor de retrodispersión definido como la razón del kerma de colisión en agua, en un punto del eje del haz en la superficie de un maniquí de agua que asegure la total dispersión del haz, respecto al kerma de colisión en el mismo punto del haz primario y sin maniquí (Tabla 18)

$\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{w,air}\right]_{air}$ razón de los coeficiente de absorción másicos agua-aire, promediados con el espectro de fotones en aire y en un campo de diámetro ϕ (Tablas 15 y16)

En el adendum al protocolo IPEMB (Aukett y cols. 2005) se recomienda utilizar la expresión (41) para la determinación de la dosis absorbida en superficie, a partir de medidas en aire, también en el caso de **rayos X de energía media** (CHR entre 0,5 y 4 mm de Cu); el motivo es la dificultad de medir en un punto muy cercano a la superficie y también el interés clínico que puede tener la dosis absorbida en superficie cuando se trabaja en este rango de energías.

Así, los valores de las razones de coeficientes de absorción másicos agua-aire, se amplían hasta 5 mm de Cu en la tabla 17.

En las referencias (Klevenhagen y cols. 1996; Aukett y cols. 2005), se encuentran tablas completas de estos parámetros, pues aquí solo se incluye un resumen de éstas.

Capa hemirreductora (mm Cu)	$\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{w,air}\right]_{air}$
0,5	1,050
0,6	1,056
0,8	1,068
1,0	1,076
1,5	1,085
2,0	1,089
3,0	1,100
4,0	1,106
5,0	1,109

Tabla 17. Razón de los coeficientes de absorción de energía másicos agua-aire en función de la capa hemirreductora; válido para campos de cualquier diámetro (Reproducción con permiso de Aukett (Aukett y cols. 2005)).

DFS (cm)	*CHR* (mm Cu)	Diámetro del campo (cm)						
		1	2	3	5	10	15	20
10	0,486	1,052	1,108	1,150	1,217	1,311	1,348	1,362
	0,831	1,045	1,102	1,142	1,208	1,307	1,347	1,364
	1,596	1,036	1,078	1,112	1,165	1,246	1,281	1,294
	3,358	1,024	1,052	1,075	1,113	1,172	1,198	1,209
20	0,486	1,053	1,110	1,155	1,234	1,354	1,416	1,447
	0,831	1,047	1,101	1,146	1,218	1,338	1,402	1,435
	1,596	1,037	1,052	1,118	1,179	1,284	1,343	1,373
	3,358	1,022	1,050	1,074	1,115	1,186	1,229	1,254
100	0,486	1,052	1,111	1,160	1,242	1,384	1,463	1,513
	0,831	1,047	1,103	1,149	1,226	1,367	1,457	1,516
	1,596	1,037	1,082	1,118	1,183	1,303	1,384	1,437
	3,358	1,021	1,052	1,078	1,122	1,210	1,270	1,311

Tabla 18. Factores de retrodispersión B_w, para aplicadores abiertos, en función deldiámetro del campo y de la *DFS* (Reproducción con permiso de Aukett (Aukett y cols. 2005)).

7.3. Rayos X de muy baja energía

En este protocolo se denominan de muy baja energía a los fotones de calidades entre 0,035 mm y 1 mm de Al de CHR, correspondientes a voltajes entre 8 y 50 kV.

La expresión para la determinación de la dosis absorbida es similar a las anteriores:

$$D_{w,z=0} = MN_K k_{ch} \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{z=0,\phi} \tag{42}$$

En este caso, la determinación se hará en la superficie del maniquí con una cámara plano-paralela, especial para rayos de baja energía; la incertidumbre en la determinación es bastante importante dependiendo del tipo de cámara, para la cual se habría de conocer el valor de la k_{ch}. El significado de los términos de la ecuación es el mismo que en las ecuaciones (40) y (41). En la tabla19 se presenta valores de k_{ch}, para dos de las cámaras más utilizadas en estas energías.

CHR **(mm Al)**	k_{ch} **de las cámaras *PTW* M23342 y M23344**
0,04	1,01
0,06	1,01
0,10	1,01
0,12	1,02
0,15	1,02
0,20	1,03
0,30	1,03
0,40	1,04
0,50	1,05
0,60	1,06
0,80	1,06
1,00	1,07

Tabla 19. Factor de corrección por el tipo de cámara y que tiene en cuenta la diferencia entre la calibración en kerma en aire en el seno de aire y la medida en la superficie de un maniquí, irradiado con un haz de rayos X de diámetro entre 3 y 15 cm (Reproducción con permiso de Aukett (Aukett y cols. 2005)).

8. Dosimetría de haces de protones utilizados en clínica

En el tema nº 1 de este volumen se incluye una breve descripción de los equipos ciclotrones y sincrotrones con los que se producen haces de protones e iones pesados así como de las características más importantes de este tipo de partículas.

Aunque la fecha de inicio de los primeros tratamientos con protones se remonta a 1957 en la Universidad de Berkeley (Lawrence 1957), a finales de 2010 se habían tratado en todo el mundo con terapia de partículas 85.000 pacientes de los cuales 75.000 había recibido tratamiento con protones y el número de unidades en funcionamiento estaba alrededor de 40 (PTCOG, 2011), no existiendo ninguna en nuestro país. A pesar de esta situación, hemos considerado interesante incluir en este capítulo los aspectos básicos de la dosimetría de haces de protones, siguiendo las recomendaciones del TRS-398.

La característica diferencial de los haces de protones frente a los fotones o electrones, es la forma de la curva que representa la distribución de dosis absorbida en profundidad (Figura 18); al penetrar en un medio material, los protones pierden su energía, principalmente, por interacciones electromagnéticas con los electrones de los átomos. Debido a su masa, muy superior a la de los electrones, en cada interacción pierden una pequeña cantidad de energía del orden de 0,022 MeV, por lo quepresentan una baja densidad de ionización y mantienen su trayectoria inicial sin grandes variaciones. Al llegar a una cierta profundidad, ceden toda su energía alcanzándose el máximo de dosis absorbida en una zona muy estrecha (*pico de Bragg*). La profundidad del pico de Bragg depende de la energía inicial de los protones y de la densidad del material irradiado.

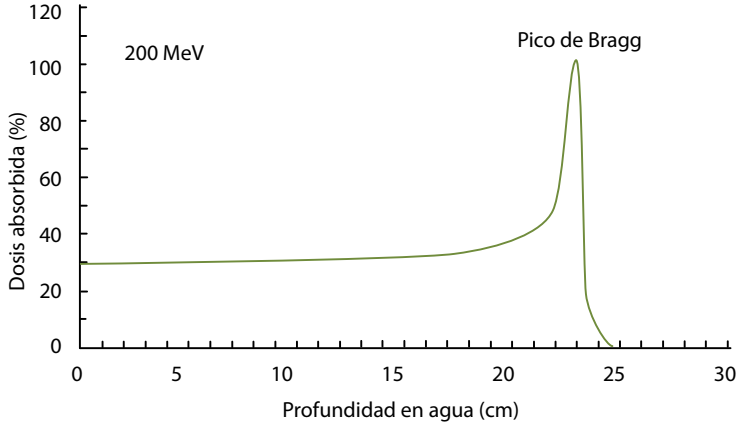

Figura 18. Distribución de dosis absorbida en profundidad de un haz de protones de 200 MeV, donde se indica la profundidad en la que los protones depositan toda su energía: *pico de Bragg* ≅ 23 cm y la caída brusca de la dosis absorbida a partir de esta profundidad (Adaptada de ICRU (ICRU 2007)).

A partir de la profundidad del máximo de dosis absorbida, hay un descenso rápido de la energía depositada y en menos de un cm la dosis absorbida pasa del 100% a un valor despreciable. Algo parecido sucede lateralmente, donde la dispersión es mínima. La distribución de la dosis absorbida muestra claramente que la anchura del pico de Bragg es insuficiente para tratar tumores extensos, por lo que los haces de protones se habrán de "tratar" de alguna forma para conseguir que la anchura del pico se ajuste al espesor del tumor.

Es posible obtener una distribución de dosis absorbida que se adapte al volumen tumoral, si se superponen varios haces de protones de energías e intensidades diferentes. Así se obtendrá una curva como la representada en la figura 19, en la que el pico se ha ensanchado hasta unos 7 cm a costa de que suba el porcentaje de dosis absorbida en la entrada del 30% al 60% del máximo. La degradación de la energía se puede hacer intercalando filtros en el haz primario con lo que se obtienen haces más anchos y con un pico de Bragg más cercano a la superficie; es lo que se conoce como haz dispersado por sistemas pasivos (*Passively scattered beams*).

Otra forma de cubrir el volumen tumoral es utilizar un haz de protones muy estrecho (*pencil beam*) que mediante un sistema magnético, recorre o barre las secciones del volumen tumoral a una cierta profundidad; la energía del haz se modula de forma que el pico de Bragg se produzca a esa profundidad (Kraft 2000; ICRU 2007), son pues haces con barrido dinámico (*Dynamically scanned beams*).

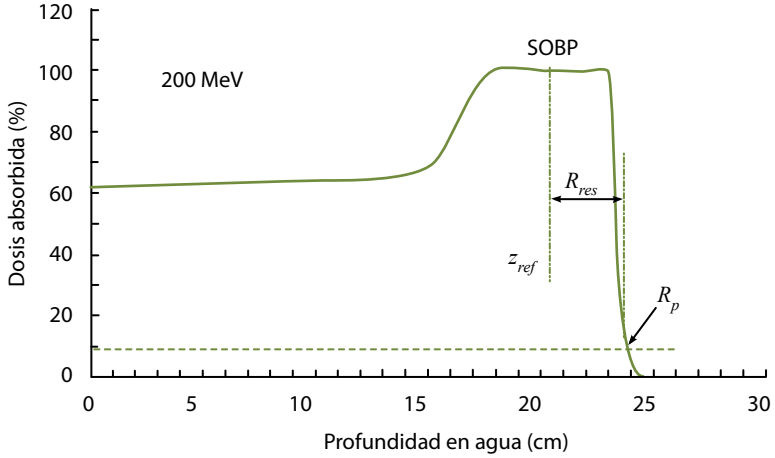

Figura 19. Porcentaje de dosis absorbida en profundidad de un haz de protones modulados, donde se presenta una zona plana: pico de Bragg extendido (*spread-out Bragg pick*, SOBP), la profundidad de referencia z_{ref}, el alcance residual R_{res} y el alcance práctico R_p (Adaptada de ICRU (ICRU 2007)).

8.1. Parámetros de un haz de protones

En el caso de haces de protones ensanchados mediante un sistema pasivo, en la caracterización de haz, se han de incluir la curva de dosis absorbida en profundidad (PDP), el perfil lateral a la profundidad del SOBP, la anchura, penumbra lateral, simetría, uniformidad (*flatness*), etc. (Gall y cols. 1993).

En las figuras 20 y 21 se indican estos parámetros definidos a continuación.

- *Profundidad de penetración o alcance* (d'_{90}):
  Es la profundidad en g cm^{-2} del 90% de la dosis absorbida máxima medida en el eje del haz (Figura 20).

- *Caída de la dosis absorbida en el eje del haz (Distal-dose fall off, DDF):*
  Distancia entre el 80% y el 20% de la dosis absorbida máxima, medida en el eje del haz (Figura 20).

- *Longitud del SOBP* (m'_{90}):
  Distancia entre los valores 90% proximal y distal de la dosis absorbida máxima, medida en el eje del haz (Figura 20).

- *Penumbra Lateral (LP)*:
  Se define a una cierta profundidad en un eje perpendicular al eje del haz, y es la distancia en mm entre los valores del 80 y 20% del máximo a esa profundidad (Figura 21).

- *Tamaño de campo*:
  La distancia en mm entre los 50% de la dosis absorbida máxima, medida en un perfil a una cierta profundidad (Figura 20).

- *Longitud de tratamiento o del volumen blanco*:
  Es la longitud del SOBP menos 2 veces la DDF en lado distal y menos una vez en el lado proximal (Figura 20).

- *Anchura de tratamiento o del volumen blanco*:
  Es el tamaño de campo menos 2 x 2 veces la LP (Figura 21).

- *Homogeneidad lateral (lateral flatness)*:
  Definida como en el caso de los haces de fotones y electrones:

$$F_{lp} = \left(\frac{d_{lp,\max} - d_{lp,\min}}{d_{lp,\max} + d_{lp,\min}} \right) 100 \qquad (43)$$

siendo dlp,max y dlp,min los valores de dosis absorbida máxima y mínima medidos en el perfil del haz en la zona de la longitud de tratamiento.

- *Simetría lateral.*

  Definida como:

$$S_{lp} = \left(\frac{D_1 - D_2}{D_1 + D_2}\right)100 \tag{44}$$

siendo D_1 y D_2 los valores de dosis absorbida integrada en cada hemi-campo.

Estas definiciones no son útiles para caracterizar los haces de **protones con sistema de escaneado**, ya que como se ha comentado anteriormente se trata de haces muy finos que barren en 2 o 3 dimensiones el volumen a irradiar. Es el algoritmo del sistema de planificación el que calcula la distribución de dosis absorbida a partir de estos haces. En este caso, se trataría de medir la curva de dosis absorbida en profundidad y el perfil lateral de un conjunto de haces delgados de distintas energías con un sistema de medida con muy buena resolución (Pedroniy cols. 2005).

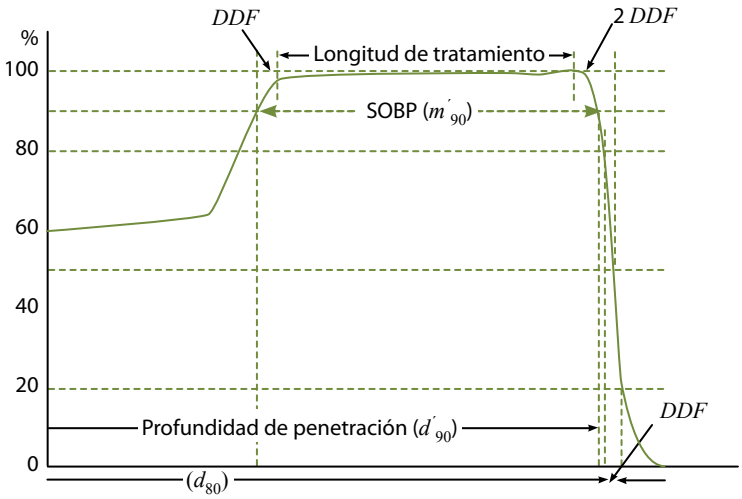

Figura 20. Distribución de dosis absorbida en profundidad. Se han representado los parámetros definidos en el texto.

8.2. Dosimetría de los haces de protones

En la dosimetría de los haces de protones se han utilizado diversos tipos de detectores, como calorímetros, sistemas de activación, copas de Faraday y cámaras de ionización. Los calorímetros de grafito son los mejores detectores, pues determinan la dosis absorbida directamente sin necesidad de calibración, pero no están disponibles de forma comercial. Tanto las copas de Faraday como los sistemas basados en la activación del ^{11}C, necesitan un cuidado diseño de los equipos y un conocimiento muy exacto de todos los parámetros que intervienen en la dosimetría por lo que se podrían denominar como métodos de laboratorio y por lo tanto más adecuados para utilizarlos en investigación.

Sin duda el sistema más práctico a la vez que fiable es el conjunto cámara-electrómetro, y en este conjunto se basan las recomendaciones del TRS-398 que comentamos a continuación.

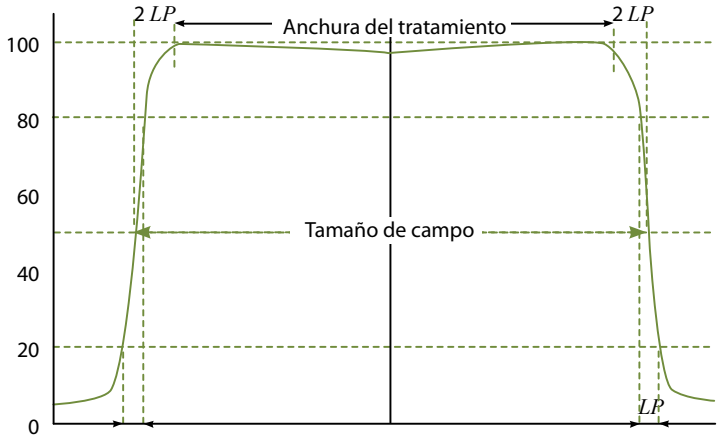

Figura 21. Perfil de dosis absorbida a la profundidad del SOBP. Se representan los parámetros definidos en el texto.

8.3. Equipamiento recomendado

Se recomienda tanto el uso de las cámaras cilíndricas como plano-paralelas. Se ha de tener en cuenta la gran incertidumbre de las cámaras planas al calibrarlas en haces de ^{60}Co, debido al insuficiente conocimiento del p_{wall}, en este tipo de cámaras, y por este motivo es más adecuado usar las cámaras cilíndricas, siempre que se cumpla que $R_{res} \geq 0{,}5$ g/cm^2.

Las cámaras han de ser de gran calidad y estabilidad, por eso son más adecuadas las de grafito que las de plástico con revestimiento interno de grafito. El punto de referencia se toma en el eje central de la cámara y en el centro del volumen de la cavidad.

En cuanto a las cámaras plano-paralelas, es preceptivo su uso en los haces de $R_{res} \geq 0{,}5$ g/cm^2, aunque se pueden usar en los de mayor energía. El punto de referencia está en el centro del lado interno de la ventana.

Al elegir la cámara en la dosimetría de haces de protones se ha de cuidar que el diámetro (cámaras planas) o la longitud de la cavidad (cámaras cilíndricas) no sea mayor que la mitad del tamaño de campo de referencia, y tampoco que el diámetro externo de las cámaras cilíndricas sea superior a la mitad de la anchura del SOBP.

Respecto de los maniquíes es válido lo recomendado en el caso de haces de fotones y/o electrones, es decir agua para determinar la dosis absorbida de referencia y el índice de calidad del haz. El plástico no es recomendado ya que no se dispone de valores para la corrección por la fluencia h_m para este tipo de partículas. Sí se han de usar fundas para las cámaras no sumergibles y la recomendación es que sean de PPMA y con un espesor de 1 mm como máximo.

8.4. Índice de calidad del haz de protones

Aunque en documentos anteriores se tomaba como índice de calidad la energía efectiva de los protones, definida como la energía de un haz monocromático que tenía un alcance igual al R_{res} del haz clínico, el TRS-398 recomienda utilizar directamente el R_{res} con la ventaja de que es un parámetro fácil de medir.

$$R_{res} = R_p - z_{ref} \tag{45}$$

según la definición dada en la figura 19.

En la tabla 20 se presentan las condiciones de medida para la determinación del índice de calidad de los haces de protones.

Magnitud de influencia	Valor o característica
Medio o maniquí	Agua
Detector	Cámara de ionización plano-paralela o cilíndrica
Detector de referencia	Sí
Punto de referencia de la cámara	Plano-paralela: en el centro de la cara interna de la ventana
	Cilíndrica: en el eje central y en el centro de la cavidad
Posición del punto de referencia	A la profundidad de medida
Distancia DFS	La habitual de tratamiento
Tamaño de campo[18]	≥ 10 cm x 10 cm
Corrección por saturación, polaridad, presión, temperatura, etc.	Comprobar la influencia de estas magnitudes

Tabla 20. Condiciones de medida para la determinación del índice de calidad del haz de protones R_{res}.

[18] En el caso de los haces de protones de baja energía, usados con campos pequeños, 10 cm x 10 cm es suficiente.

8.5. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

El formalismo en el caso de los protones es el mismo que se ha descrito para haces de fotones y electrones.

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \tag{46}$$

siendo:

M_Q lectura del conjunto cámara-electrómetro (nC) corregida por las magnitudes de influencia (presión, temperatura, polaridad, saturación, electrómetro, etc.)

N_{D,w,Q_0} coeficiente de calibración del conjunto cámara-electrómetro (Gy/nC) en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad Q_0

k_{Q,Q_0} factor que tiene en cuenta la diferencia entre la calidad del haz Q y la calidad en que se calibró la cámara Q_0

En la tabla 21, se resumen las condiciones de medida para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia.

Magnitud de influencia	**Valor o característica**
Maniquí	Agua
Tipo de cámara	R_{res} ≥ 0,5 g/cm^2. Cilíndrica o plano-paralela
	R_{res} < 0,5 g/cm^2. Plano-paralela
Profundidad de medida (z_{ref})	A mitad del SOBP
Punto de referencia de la cámara	Cámaras planas: en el centro de la cara interna de la ventana Cámaras cilíndricas: en el eje central y en el centro de la cavidad
Posición del punto de referencia	A la profundidad de medida z_{ref}
Distancia DFS	La habitual de tratamiento
Tamaño de campo	≥ 10 cm x 10 cm
Corrección por presión, temperatura, saturación, polaridad y fugas, etc.	Sí

Tabla 21. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en haces de protones.

8.6. Valores de k_{Q,Q_0}

Como en los casos anteriores, la solución ideal es que el laboratorio de calibración facilitara los valores de k_{Q,Q_0} para los distintos haces del usuario, lo cual está muy lejos de producirse ya que no existen patrones primarios de dosis absorbida en agua en haces de protones. Los valores de k_{Q,Q_0} publicados en el TRS-398 y reproducidos en ICRU 2007, se calculan según la expresión:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})Q}{(s_{w,air})Q_0} \frac{(w_{air})Q}{(W_{air})Q_0} \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \tag{47}$$

con:

$$p_q = p_{cav} \cdot p_{wall} \cdot p_{dis} \cdot p_{cel} \tag{48}$$

En el tema 3 de este volumen se explicó de forma general el significado de cada uno de estos términos y en el Apéndice II.5. del protocolo TRS-398, se discuten los valores recomendados para los haces de protones. Recomendamos al lector interesado en la dosimetría de haces de protones, consulte tanto el TRS-398 como el informe 78 de ICRU (ICRU 2007).

8.7. Medidas en condiciones diferentes a las de referencia

En las medidas de distribuciones de dosis en profundidad (PDP) se debería utilizar una cámara plano-paralela por su mejor resolución, teniendo en cuenta que el diámetro de la cámara ha de ser inferior a la mitad del tamaño de campo. La lectura de la cámara corresponde a ionización y por lo tanto para obtener distribuciones de dosis absorbida, se ha de corregir por las razones de poderes de frenado agua-aire $s_{w,air}$ en cada profundidad; también se debería corregir por los factores de perturbación, aunque normalmente en estas medidas se consideran igual a 1, y se debería analizar también la influencia de los factores de polaridad, saturación, etc. (Tabla 20).

En el caso de campos muy pequeños o de perfiles, la recomendación es utilizar un detector de volumen muy pequeño, con una buena resolución, como los diodos, o los detectores de diamante. Las lecturas se corregirán por las razones de poderes de frenado agua-sílice o agua-grafito. Se recomienda verificar la respuesta de estos detectores por comparación con la cámara plana, en un campo suficientemente grande.

Si los haces de protones se obtienen mediante sistemas de barrido, el tiempo de medida en cada punto ha de ser suficientemente largo comparado con el del ciclo de barrido, de forma que las lecturas sean reproducibles.

Los factores de campo ("*output factors*") se deben medir a la profundidad de referencia z_{ref}, y para una combinación de campos y energías suficientes. Las medidas se deberán hacer siguiendo las recomendaciones de la tabla 21.

8.8. Medidas en plásticos

Los maniquíes de plástico no se deben usar para la determinación de la dosis absorbida de referencia, debido principalmente al desconocimiento del valor de la corrección por la diferencia en la fluencia (h_{pl}). Pero sí podrían usarse para la medir la distribución de dosis absorbida en profundidad, cuando no se pueda conseguir mucha exactitud en la colocación de la cámara en la profundidad de medida o cuando la cámara no es sumergible, tomando provisionalmente $h_{pl} = 1$.

Si se utiliza plástico es imperativo asegurar que todo el conjunto de láminas corresponden al mismo tipo de plástico y conocer la densidad con exactitud.

Como se ha visto en el párrafo 5.3, en el caso de haces de electrones, la corrección para pasar de profundidad de plástico a la de agua viene dada por las expresiones siguientes:

$$z_{pl}\,(\mathrm{g/cm^2}) = z_{pl}\,(cm)\cdot \rho_{pl}\,(\mathrm{g/cm^3}) \tag{49}$$

$$z_{w}\,(\mathrm{g/cm^2}) = z_{pl}\,(\mathrm{g/cm^2})\cdot c_{pl} \tag{50}$$

En el TRS-398 se dan valores de $c_{pl} = 0{,}974$ para PMMA y $c_{pl} = 0{,}981$ para el poliestireno blanco. Estas mismas correcciones se han de utilizar si se miden curvas PDP y para el R_{res} en agua a partir de $R_{res,pl}$.

8.9. Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida

La incertidumbre típica combinada en todo el proceso de la determinación de la dosis absorbida en agua, es superior al 2% (Andreo y cols. 2000). La mayor aportación es la del valor de la corrección k_Q, debida a la falta de datos de los factores de perturbación de las cámaras de ionización en haces de protones.

9. Dosimetría de iones pesados

Siguiendo la nomenclatura del TRS-398, este capítulo se denomina "*dosimetría de iones pesados*" aunque como ya se comentó en el tema nº1 el nombre no es demasiado afortunado debido a que los iones usados en estos tratamientos son iones de carbono principalmente y por lo tanto sería más adecuado hablar de iones ligeros, pero tradicionalmente se viene usando el término pesado en relación a otro tipo de partículas mas usuales en radioterapia como los electrones.

El uso de iones pesados en radioterapia es más restringido aún que el de los protones. El número de instalaciones actualmente en uso es de 5, habiendo otras 6 más en proyecto (PTCOG, 2011), sorprendentemente ninguna en los Estados Unidos de América.

La distribución de la dosis absorbida en profundidad es muy similar a la de los protones, siendo el pico de Bragg mucho más estrecho y la dosis absorbida a profundidades mayores no es despreciable, como en el caso de los protones, sino que alcanza valores del orden del 10% de la dosis absorbida máxima. Este comportamiento es debido a que los iones a lo largo de su trayectoria producen fragmentación de los núcleos del material atravesado (tejido), y estos fragmentos que tienen velocidades similares a la de los iones incidentes depositan su energía en zonas más profundas, por detrás del pico de Bragg.

La característica más importante de este tipo de partículas es su alta tasa de ionización o su alta L, lo que da lugar a que la eficacia biológica relativa (EBR) sea de 3 a 4 veces superior a la de los fotones y electrones. El valor del EBR depende de la energía y es mayor en los iones pesados (Ne, Ar) que en los de carbono, pero su utilización ha sido abandonada, ya que los efectos también aparecían en las zonas externas al volumen tumoral con los consecuentes daños en los órganos sanos. Las unidades actualmente en funcionamiento (sincrotrones) producen iones de carbono de energías máximas entre 300 y 430 MeV/u. Y lo mismo los que están en construcción.

A la hora de ensanchar el pico de Bragg, para obtener un zona suficientemente homogénea en la que quede incluido el volumen tumoral, se ha de tener en cuenta las diferencias en el EBR en función de la energía incidente y de la profundidad pues las distribuciones que interesan no son las de dosis absorbida sino las de dosis biológica equivalente. En la figura 22 se reproduce la figura 17 del TRS-398, donde se puede ver la diferencia entre una distribución de dosis absorbida y una de dosis biológica equivalente cuando se usan haces de iones de carbono de energía 290 MeV/u y anchuras de SOBP entre 20 y 120 mm.

Lo que se explica a continuación relativo a la dosimetría de haces de iones (recomendaciones, condiciones de referencia, calidad del haz, etc.), se refiere a la determinación de la dosis absorbida, no de la dosis biológica equivalente.

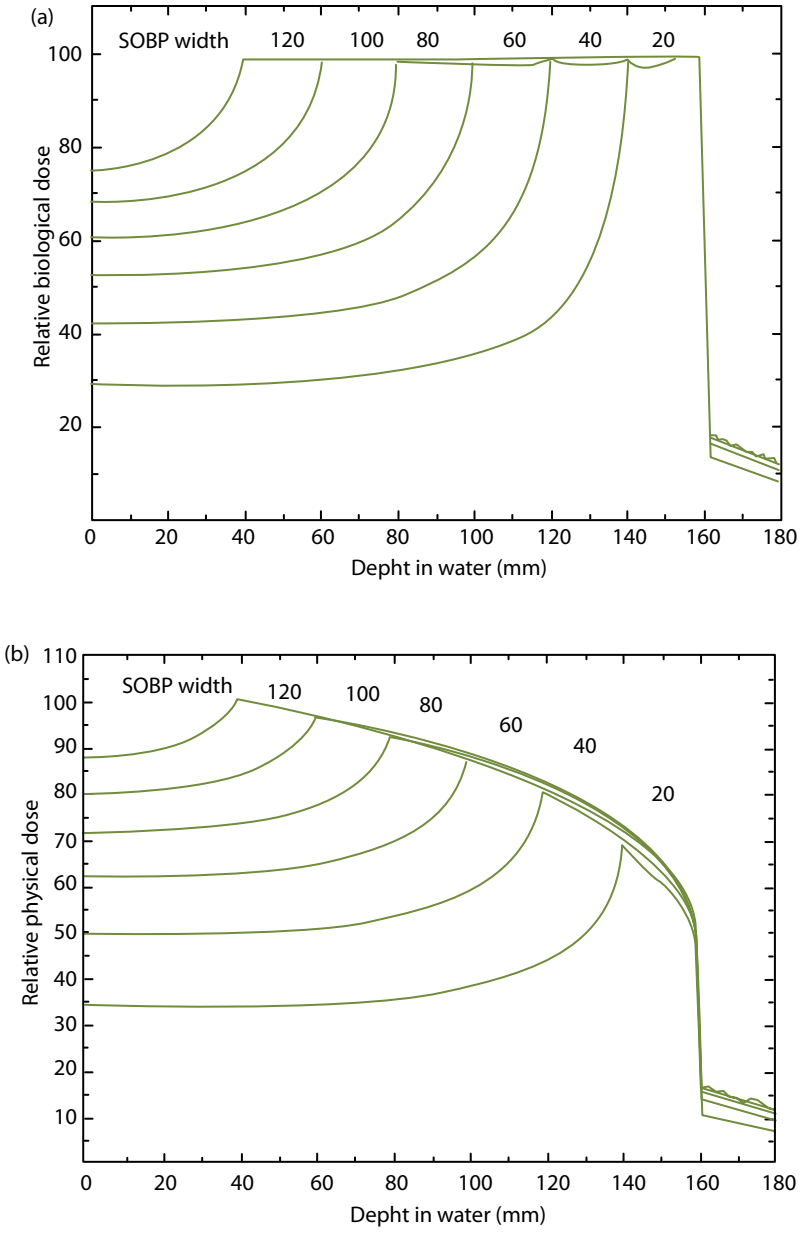

Figura 22. (a) Distribución de dosis biológica equivalente de haces de iones de carbono de 290 MeV/u y SOBP entre 20 y 120 mm, diseñados para cubrir un área de 120 mm en profundidad. (b) Distribución de dosis absorbida sin tener en cuenta el RBE (Reproducción con permiso de Andreo (Andreo y cols. 2000)).

9.1. Equipamiento recomendado en la dosimetría de haces de iones

Al igual que en la dosimetría de haces de protones, el detector más idóneo para las medidas de los haces de iones de uso clínico es la cámara de ionización especialmente las cilíndricas y de pared de grafito (más estables a largo plazo). Las limitaciones en el uso de las cámaras plano-paralelas vienen del conocimiento impreciso de p_{wall} para los haces de referencia de ^{60}Co.

El maniquí debe ser de agua; si las medidas se realizan en haces horizontales, el espesor de la ventana estará entre 0,2 y 0,5 cm, y el espesor equivalente (g/cm^2) se tendrá en cuenta al calcular la profundidad. Las fundas de las cámaras no sumergibles serán preferiblemente de PMMA y de espesor no mayor que 1,0 mm.

Como se ve en la figura 22 (b), la distribución de dosis absorbida en la zona SOBP no es plana, por lo que se recomienda que en la profundidad de medida se tenga en cuenta el punto efectivo de la cámara (P_{eff}), centro de la cara interna de la ventana en las cámaras plano-paralelas y 0,75 veces el radio interno (r_{cyl}) en las cámaras cilíndricas.

En la tabla 22, se incluyen estas recomendaciones.

Magnitud de influencia	Valor o característica
Maniquí	Agua
Tipo de cámara	SOBP ≥ 2,0 g/cm^2. Cilíndrica o plano-paralela
	SOBP <2,0 g/cm^2. Plano-paralela
Profundidad de medida (z_{ref})	A mitad del SOBP
Punto de referencia de la cámara	Cámaras planas: en el centro de la cara interna de la ventana Cámaras cilíndricas: en el eje central y en el centro de la cavidad
Posición del punto de referencia	Cámaras planas: a la profundidad de medida z_{ref} Cámaras cilíndricas: 0,75 r_{cyl} por debajo de la profundidad de referencia z_{ref}
Distancia DFS	La habitual de tratamiento
Tamaño de campo	≥ 10 cm x 10 cm o el mayor campo disponible en el caso de unidades de haces pequeños
Corrección por presión, temperatura, saturación, polaridad y fugas, etc.	Sí

Tabla 22. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en haces de iones pesados.

9.2. Calidad del haz

Dado los pocos datos disponibles de distribuciones espectrales de los haces de iones, su caracterización se hace mediante el número atómico y másico, energía de los iones incidentes y anchura y rango del SOBP.

9.3. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

La expresión para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia es la misma que la utilizada en los distintos tipos de haces:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \tag{51}$$

con:

M_Q lectura del conjunto cámara-electrómetro (nC) corregida por las magnitudes de influencia (presión, temperatura, polaridad, saturación[19], electrómetro, etc.)

N_{D,w,Q_0} coeficiente de calibración del conjunto cámara-electrómetro (Gy/nC) en términos de dosis absorbida en agua en la calidad Q_0

k_{Q,Q_0} factor que tiene en cuenta la diferencia entre la calidad del haz Q y la calidad en que se calibró la cámara Q_0

9.4. Valores de k_{Q,Q_0}

En el TRS-398, se incluye una tabla de valores de k_{Q,Q_0} calculada con las siguientes consideraciones:

- No existen datos experimentales para este tipo de haces luego k_{Q,Q_0} se ha de calcular a partir de la expresión general $k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q}{(s_{w,air})_{Q_0}} \frac{(W_{air})_Q}{(W_{air})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}}$.
- La energía de referencia Q_0 es la del ^{60}Co, ya que no hay patrones primarios en dosis absorbida en agua para este tipo de partículas.
- No se dispone de datos de los factores de perturbación (p_Q), en haces de iones pesados, por lo que se toman igual a la unidad.
- Los valores de W_{air} y los de las razones de poderes de frenando $s_{w,air}$ se consideran independientes de la calidad del haz y la contribución de los núcleos fragmentados a estos valores tampoco se tiene en cuenta.
- Los cálculos de k_Q se han hecho con W_{air} = 34,50 eV y $s_{w,air}$ = 1,130 que corresponde al $s_{w,air}$ del ^{60}Co.
- Los valores de k_Q calculados dependen solamente del cociente de los W_{air} y de los factores de perturbación p_{Q_0} de las cámaras en la energía del ^{60}Co.

[19] En el caso de haces barridos, la tasa de ionización es muy alta y por lo tanto la corrección por recombinación general también. Por ello se recomienda evaluarla por el método de las dos tensiones. Pero aún en el caso de que la recombinación general fuera despreciable, si que se deberá tener en cuenta la recombinación inicial, especialmente si la cámara es plano-paralela.

9.5. Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida

La incertidumbre típica estimada en el valor del parámetro k_Q es muy alta (2,8% en las cámaras cilíndricas y 3,2% en las cámaras planas) lo que contribuye a tener una incertidumbre típica relativa superior al 3% en la determinación de la dosis absorbida en agua, en condiciones de referencia, en haces de iones pesados y con cámaras de ionización calibradas en ^{60}Co.

10. Referencias

[1] ALLEN L.I., X. ROGERS D.W.O (1994). *Reducing electron contamination for photon beam quality specification*. Med. Phys. 21, 791-797.

[2] ALMOND P.R., ANDREO P., MATTSON O., NAHUM A.E. ROOS M. (1997). *The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photons Beams*: *An International Code of Practice*. IAEA Technical Report Series no. 381. (Vienna: International Atomic Energy Agency).

[3] ALMOND P.R., BIGGS P.J., COURSEY B.M., HANSON W.F., SAIFUL HUQ M., RAVINDER NATH, ROGERS D.W.O. AAPM's TG-51 (1999): *Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*. Med. Phys. 26 184.

[4] ANDREO P., BURNS D.T., HOHLFELD K., HUQ M.S., KANAI T., LAITANO F., SMYTH V., VYNCKIER S. (2000). *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*: *An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. IAEA Technical Report Series no 398, (Vienna: International Atomic Energy Agency).

[5] ANDREO P., CUNNINGHAM J.R., HONLFELD K., SVENSSON H. (1987). *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams*: *An International Code of Practice*. Technical Report Series no. 277, (Vienna: International Atomic Energy Agency).

[6] ANDREO P., NAHUM A.E., BRAHME A. (1986). *Chamber-dependent wall correction factors in dosimetry*. Phys Med Biol. 31, 1189.

[7] ANDREO P. (1992). *Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams*. Phys. Med. Biol. 37, 2189-2211.

[8] AUKETT R.J., BURNS J.E., GREENER A.G., HARRISON R.M., MORETTI C., NAHUM A.E., ROSSER K.E. (2005). *Addendum to the IPEMB code of practice for determination of absorbed dose below 300 kV generating potential* (0,035 mm Al – 4 mm Cu; 10- 300 kV generating potential) Phys. Med. Biol. 50, 2739.

[9] BOAG J.W., CURRANT J. (1980). *Current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation*. British Journal Radiology 53, 471.

[10] BOAG J.W. (1966). *Ionisation chambers in Radiation Dosimetry*, ATTIX F.H. and ROESCH, W.C., Eds., Academic Press, New York, 1-72.

[11] BOAG J.W. (1987). *Ionisation chambers in The Dosimetry of Ionizing Radiation*, KASE, K.R., BJÄRNGARD, B.E., and ATTIX F.H. Eds. Academic Press, New York, 169-243.

[12] BRAHME A., SVENSSON H. *Specification of electron beam quality from the central axis depth absorbed dose distributions*. Med. Phys. 3 (1976) 95.

[13] BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY (BJR) (1996). *Central axis depth dose data for use in Radiotherapy*, Supplement nº. 25. The British Institute of Radiology, London.

[14] BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY (BJR) (1983). *Central axis depth dose data for use in Radiotherapy*, Supplement nº 17. The British Institute of Radiology, London.

[15] BRUGGMOSER G., SAUM R., SCHMACHTENBERG A., SCHMID F., SCHÜLE E. (2007). *Determination of the recombination correction factor* k_s *for some specific plane-parallel and cylindrical ionization chambers in pulsed photon and electron beams*. Phys Med Biol 52, N35.

[16] FOLLOWILL D.S., TAILOR R.C., TELLO V.M., HANSON W.F. (1998). *An empirical relationship for determining beam quality in TG-21 from a ratio of percentage depth doses*. Med. Phys. 25, 1202.

[17] GALL K.P., VERJEY L., ALONSO J., CASTRO J., COLLIER J.M., CHU W., DAFTARI I., GOITEIN M., KUBO H., LUDEWIGT B., MUNZENRIDER J., PETTI P., RENNER T., ROSENTHAL S., SMITH A., STAPLES J., SUIT H., THORTON A. (1993). *State of Art? New proton medical facilities for the Massachusetts General Hospital and the University of California Davis Medical Center. Nucl. Instrum*. Methods Phys. Res. B79, 881-884.

[18] GRACIA EZPELETA A. (2011). *Sistema de dosimetría y detección de la radiación en el ámbito hospitalario*. En: Brosed A. Editor. Fundamentos de Física Médica. Vol. 1. Medida de la Radiación. Madrid: ADI Servicios Editoriales. P. 307-392.

[19] INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCIES IN MEDICINE (IPSM) (1990). *Code of Practice for high energy photons therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service*, Phys. Med. Biol. 35 1355-1360.

[20] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA) (2000). *Review of data and methods recommended in the international code of practice for dosimetry* IAEA Technical Report series TRS-381, The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photons Beams. IAEA-TECDOC–1173, IAEA Vienna.

[21] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (2007). *Prescribing*, *Recording*, *and Reporting Proton-Beam Therapy*. ICRU Report 78, Oxford University Press, 7.

[22] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (1984). *Radiation dosimetry*: *Electron Beams with Energies between* 1 *and* 50 MeV. Rep. 35, ICRU, Bethesda, MD.

[23] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC) (2011). *International Standard Medical Electrical Equipment – Dosimeters with Ionisation Chambers as used in Radiotherapy*. IEC 60731.Edition 3.0, IEC Geneva, Switzerland.

[24] KLEVENHAGEN S.C., AUKETT R.J., HARRISON R.M., MORETTI C., NAHUMA.E., ROSSER K.E. (1996). *The IPEMB code of practice for determination of absorbed dose below* 300 kV *generating potential* (0,035 mm Al–4 mm Cu; 10- 300 kV generating potential) Phys. Med. Biol. 41, 2605.

[25] KLEVENHAGEN STANLEY C. (1993). *Physics and Dosimetry of Therapy Electron Beams*. Medical Physics Publishing. Madison, Wisconsin.

[26] KRAFT G. (2000). *Tumour therapy with heavy charged particles*. Progress in Particle and Nuclear Physics 45:S473-S544.

[27] LAWRENCE J.H. (1957). *Proton irradiation of the pituitary*. Cancer; 10:795-8.

[28] LIZUAIN M.C., LINERO D., PICÓN C., SALDAÑA O. (1999). *Determinación experimental del factor de corrección por fluencia de electrones h_m en PMMA y agua sólida*. Sociedad Española de Física Médica (SEFM), Boletín no. 10, 15.

[29] LIZUAIN M.C., PICÓN C., LINERO D., ANDREO P. (1999). *Fluence correction factor in PMMA for electron beam dosimetry*. Comparison with h_m values recommended in the IAEA TRS-381 and IPEMB protocols. ESTRO Journal, 51 supp. 1.

[30] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRANLINGSDOSIMETRIE (NCS) (1986). *Code of practice for the dosimetry of high-energy photons beams*, Report NCS-2, Delft: NCS.

[31] PARTICLE THERAPY CO-OPERATIVE GROUP (PTCOG) (2011). Disponible en http://ptcog.web.psi.ch/

[32] PEARCE J., THOMAS R., DUSAUTOY A. (2006). *The characterization of the Advanced Markus ionization chamber for use in reference electron dosimetry in the UK*. Phys Med Biol 51, 473.

[33] PEDRONI E., SCCHEIB S., BÖHRINGER T., CORAY A., GROSSMANN M., LIN S. and LOMAX A. (2005). *Experimental characterization and physical modelling of the dose distribution of scanned proton pencil beams*. Phys Med Biol 50 541.

[34] PODGORSAK E.B. (2005). *Review of Radiation Oncology Physics*: *A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: International Atomic Energy Agency).

[35] PUXEU J. (2008). *Diploma de estudios avanzados* (DEA). Universidad Politécnica de Cataluña. Barcelona.

[36] SALDAÑA O., LINERO D., PICÓN C., GRACIA A., LIZUAIN M.C. (2000) *Experimental determination of scaling factors Cpl to convert ranges measured in plastic into water ranges*, *for electron beams dosimetry*. Chicago 2000 World Congress.

[37] SIEGBAHN E.A., NILSSON B., FERNANDEZ-VAREA J.M., ANDREO P. (2003). *Calculations of electron fluence correction factors using the Monte Carlo* code PENELOPE. Phys. Med. Biol. 48, 1263.

[38] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MÉDICA (1984). *Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre* 1 MeV *y* 50 MeV *en radioterapia de haces externos*. SEFM 84-1, SEFM, Madrid.

[39] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MÉDICA (1987). *Suplemento al documento* SEFM nº 1. SEFM 87-2, SEFM, Madrid.

11. Bibliografía

[1] ALMOND, P.R., SVENSSON H. (1977). *Ionization chamber dosimetry for photon and electron beams*. Theoretical considerations. Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. 16 177.

[2] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM) (1983) Task Group 21: *A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams*. Med. Phys. 10, 741.

[3] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM) (1991) Task Group 25: *Clinical electron beam dosimetry*. Med. Phys. 18, 73.

[4] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM) (1994) Task Group 39: *The calibration and use of plane-parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams*: *An extension of* 1983 *protocol*. Med. Phys. 21, 1251.

[5] FERNANDEZ-VAREA J.M., ANDREO P., TABATA T. (1996). *Detour factors in water and plastic phantoms and their use for range and depth scaling in electron-beam dosimetry*. Phys. Med. Biol. 41, 1119.

[6] HANSON, W.F., DOMINGUEZ TINOCO, J.A. (1985). *Effects of plastic protective caps on the calibration of therapy beams in water*. Med. Phys. 12, 243.

[7] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (2001). *Dosimetry of High-Energy Photon Beams based on Standards of Absorbed Dose to Water*. ICRU Report 64. Nuclear Technology Publishing, 1.

[8] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (2004). *Prescribing*, *Recording and Reporting Electron Beam Therapy*. ICRU Report 71. Oxford University Press, 4.

[9] JOHANSSON K.A., MATTSSON L.O., LINDBORG L., SVENSSON, H. (1978). *Absorbed-dose determination with ionization chambers in electron and photon beams having energies between* 1 *and* 50 MeV (IAEA-SM-222/35). National and International Standardization of Radiation Dosimetry (Proc. Symp. Atlanta, 1977), Vol.2, IAEA, Vienna, 243.

[10] KOSUNEN A., ROGERS. D.W.O (1993). *Beam quality specification for photon beam dosimetry*. Med. Phys. 20, 1181-1188.

[11] LIZUAIN ARROYO M.C. (1999). *Dosimetría física de un acelerador lineal de electrones*. En: Consejo de Seguridad Nuclear Editor. Aceleradores de Partículas. Colección de Informes Técnicos 2. CSN. Consejo de Seguridad Nuclear. Madrid.

[12] LIZUAIN M.C, LINERO D., PICÓN C., SANCHEZ P. (1999). *Electron beam dosimetry*, *calibration and use of plane-parallel ionization chambers following the* IAEA TRS-381 *recommendations and other protocols*. SSDL Newsletter. International Atomic Energy Agency. No. 40.

[13] LIZUAIN M.C., LINERO D., PICÓN C. (2002). *Evaluation of Codes of practice*: IAEA TRS-277, TRS-381, TRS-398 and AAPM TG-51 in high Photon and Electron Beams. International Symposium on Standard and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry. IAEA CN-96. Vienna.

[14] LIZUAIN M.C., LINERO D., PICÓN C., MUÑOZ C., DE BLAS R. (2003). *Calibration of plane-parallel chambers following the* IAEA *protocol* TRS-398: Comparison between calibrations in 60Co and in high energy electron beams. 7th Biennial ESTRO Meeting on *Physics for Clinical Radiotherapy*. Genève.

[15] LIZUAIN M.C., LINERO D., PICÓN C., SALDAÑA O. (2000). *Electron Beam Dosimetry*. Calibration and use of plane parallel chambers following IAEA TRS-381 recommendations. Review of data and methods recommend in the international code of practice for dosimetry IAEA Technical Reports Series No. 381, The Uses of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron Energy and Photon Beams. IAEA- TECDOC-117, 65.

[16] NACP. NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS. (1980). *Procedures in external radiation therapy dosimetry with electrons and photon beams with maximum energies between* 1 *and* 50 MeV. Acta Radiol. Oncol. 19, 55.

[17] VELEZ G., VAN DER PLAETSEN A., ROOS M., LIZUAIN, M.C, NYSTRON H., ANDREO P. (1997). *Dose determination with plane-parallel ionization chambers in therapeutic electron and photon beams*. SSDL Newsletter. International Atomic Energy Agency. Nº 36.

Tema 5:
Control de calidad de equipos de medida de radioterapia externa

Cristina Picón Olmos

Control de calidad de equipos de medida de radioterapia externa

Cristina Picón Olmos
Servicio de Física Médica y Protección Radiológica (SFMPR)
Institut Català d'Oncologia (ICO)
picon@iconcologia.net

1. Introducción

La evaluación de la exactitud y la precisión en la determinación de la dosis absorbida es una componente esencial en los aspectos físicos de cualquier programa de garantía de calidad de radioterapia.

En general, los dosímetros empleados no miden la dosis absorbida directamente por lo que se utilizan una serie de factores que relacionan la lectura del instrumento con la dosis absorbida; por tanto, la exactitud de un cierto dosímetro va ligada a la de los factores usados. Hay muchos pasos en el proceso de estimación de la dosis absorbida en un paciente, todos ellos pueden introducir errores y tienen asociada una incertidumbre, así que está plenamente justificado un control cuidadoso de todos los factores implicados.

Por otro lado es posible que un error significativo escape del control de detección, incluso bajo las mejores circunstancias. Por esta razón, es muy recomendable establecer verificaciones externas del proceso de determinación de la dosis absorbida. Para conseguir este propósito, cada vez se utilizan más comparaciones dosimétricas entre instituciones y auditorías externas mediante dosimetría postal.

2. Conceptos básicos de dosimetría

2.1. Dosis absorbida de referencia y dosimetría relativa

Para cada calidad de radiación de cada unidad de tratamiento se realiza una determinación de dosis absorbida bajo condiciones de referencia, por ejemplo: campo 10 cm x 10 cm, distancia foco-isocentro (DFI) de100 cm, profundidad de 10 cm en agua, a la que a veces nos referimos como dosimetría absoluta. Denominamos a esta determinación de la dosis absorbida de referencia, calibración de la unidad de irradiación. La calibración de una unidad de irradiación relaciona el tiempo de irradiación o las unidades de monitor con la dosis absorbida en condiciones de referencia.

Todas las demás medidas referenciadas a esta geometría, conforman la dosimetría relativa. Ejemplos de medidas relativas son: el porcentaje de dosis absorbida en profundidad, perfiles, factores de campo o de cuña. En general, no se requieren factores en la dosimetría relativa ya que lo que nos interesa es la comparación entre dos lecturas, una de ellas bajo condiciones de referencia.

Sólo unos pocos detectores son apropiados para la determinación de la dosis absorbida de referencia. En cada técnica de detección (Tabla 1), se necesita una constante, como la energía media requerida para producir un par de iones por unidad de carga eléctrica, W/e, o el rendimiento de una reacción química, G, usado para convertir la lectura en dosis absorbida.

Técnica	Mensurando	Factor relación lectura – dosis absorbida
Calorimetría	Calor	Ninguno
Dosimetría química	Número de moléculas bajo cambio químico	Parámetro G
Ionometría	Iones producidos	W/e

Tabla 1. Técnicas para la determinación de la dosis absorbida.

2.2. La trazabilidad de la calibración

Cada procedimiento que da lugar a una medida en grays debería ser trazable, en nuestro caso, a un patrón de dosis absorbida; estos patrones están disponibles normalmente en laboratorios nacionales o en laboratorios secundarios acreditados. Los laboratorios nacionales con patrones primarios comparan sus patrones con el de la Oficina Internacional de Pesas y Medidas (BIPM) de Sèvres (Francia). Los patrones de dosis absorbida están basados en un método tan fundamental como la calorimetría de agua y grafito, pero también se usan los métodos ionométrico y químico.

La trazabilidad significa que todas las medidas se pueden relacionar, en una cadena de comparaciones, hasta llegar al patrón primario o secundario de un laboratorio nacional, comparado el primero con el BIPM o calibrado el segundo frente a un patrón primario, ya sea el del BIPM, ya sea el de un laboratorio nacional. La cadena puede ser bastante larga y abarcar un número importante de dosímetros e instituciones. Hay que tener en cuenta que cada vez que se transfiere el coeficiente de calibración de un instrumento a otro, se incrementa la incertidumbre y en consecuencia la incertidumbre final de la dosis absorbida aumenta.

Es esencial que cada centro de radioterapia disponga de un dosímetro calibrado en un laboratorio nacional o en un laboratorio secundario acreditado, para poder disponer de un coeficiente de calibración con su incertidumbre inherente y su trazabilidad. Este detector pasa a ser el dosímetro de referencia o "patrón local" del centro. Los demás detectores, que suelen denominarse "detectores de campo", pueden ser comparados directamente con el patrón local, a través del proceso denominado "calibración interna".

El patrón local o de referencia debe ser mantenido con sumo cuidado y calibrado en el laboratorio periódicamente. En nuestro país, la frecuencia aceptada generalmente, es entre 3 y 4 años y depende su elección de lo expresado en el sistema de gestión de la calidad de cada centro. Su mantenimiento consiste, esencialmente, en la verificación periódica de su respuesta en una fuente de verificación de estabilidad, proceso que resulta imprescindible hacer antes de calibrar una unidad de tratamiento (determinación de la dosis absorbida de referencia). Los instrumentos de campo se deben verificar periódicamente, siempre que sea posible, con fuentes de verificación de estabilidad y calibrarlos internamente y de forma periódica frente al patrón local. La frecuencia de las verificaciones y de las calibraciones internas, dependerá de la frecuencia de uso y del grado de estabilidad de su respuesta.

2.3. Características generales de los dosímetros

Siempre que se considere una medida física hay que considerar la incertidumbre del resultado de la medida. Es importante distinguir entre error e incertidumbre. Los errores pueden y deben corregirse mientras que es imposible corregir por la incertidumbre. Distinguimos incertidumbres de tipo A y B.

- Tipo A: estimadas a partir de la estadística, su magnitud puede describirse por una desviación típica. Estas incertidumbres pueden reducirse aumentando el número de medidas.
- Tipo B: dependen del experimento y de la destreza del operador. Incluye los coeficientes de calibración, factores de corrección y datos de la bibliografía.

Los conceptos básicos de la medida, de su incertidumbre y de cómo tratarla se describen de manera completa y detallada en los temas 6 y 7 del volumen 1 "Medida de la radiación".

Exactitud

La característica más importante de un dosímetro es su capacidad de indicar la dosis absorbida, correctamente. La exactitud se define como el grado de concordancia entre el resultado de una medición y el valor convencionalmente verdadero de lo que se mide o mesurando. Cuanto más baja sea la incertidumbre de medida, más exacta será la medición. Es un concepto cualitativo y por lo tanto no se expresa mediante un valor numérico.

Precisión

La precisión de una técnica de medida especifica la repetibilidad o la reproducibilidad de sus resultados bajo unas condiciones similares. La precisión es un concepto cualitativo que se define como el grado de coincidencia existente entre los valores obtenidos de una serie de resultados y el valor del mensurando aceptado como referencia.

Repetibilidad y reproduciblidad

La repetibilidad es el grado de concordancia entre los resultados de sucesivas medidas del mismo mensurando, efectuadas en las mismas condiciones de medida, mientras que en la reproducibilidad una o varias condiciones de medida pueden ser diferentes. Tanto la repetibilidad como la reproducibilidad pueden expresarse cuantitativamente mediante la desviación típica experimental.

Límite de detección

Es la dosis absorbida más baja detectada por un dosímetro y se determina a partir de las fluctuaciones de las lecturas de fondo.

Rango de medida

Cada dosímetro está sólo indicado para medir un cierto rango de dosis absorbida limitado por el límite de detección y la saturación. Idealmente, la respuesta del dosímetro en este rango debería ser lineal.

Dependencia con la tasa de dosis absorbida

La tasa de dosis absorbida puede influir en la recombinación de sistemas ionométricos. Esto es particularmente importante en los aceleradores que pueden dar una alta tasa de dosis absorbida por pulso.

Respuesta con la energía

Un detector puede no ser equivalente a tejido o a agua, por tanto la relación entre la lectura y la dosis absorbida en agua, se debe evaluar para cada calidad de haz.

Resolución espacial

Los dosímetros deben permitir la determinación de la dosis absorbida para un pequeño volumen que representa "un punto de dosis absorbida". La localización y tamaño de este "punto" debe ser bien conocido.

Linealidad

Para cada dosímetro hay que estudiar la respuesta en función de la dosis absorbida. Esto nos proporcionará el rango donde el dosímetro tiene un comportamiento lineal o en todo caso la determinación de la curva de respuesta.

3. Control de calidad de los instrumentos de medida

En el volumen 1 se han detallado exhaustivamente las características más importantes y el funcionamiento básico de los dosímetros utilizados para la medida de la radiación. En este tema, nos centraremos en el programa de garantía de calidad que ha de aplicarse a todos los instrumentos de medida utilizados en radioterapia. Este programa consta básicamente de unas pruebas iniciales que verifiquen las características más importantes de los detectores y unas pruebas que se realizan antes del uso de los mismos, que nos garanticen su correcto funcionamiento.

3.1. Cámaras de ionización

En el tema 4 de este volumen se han estudiado las cámaras de ionización, incluyendo todos los factores necesarios para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia.

Figura 1. Cámaras de ionización (ICO – SFMPR).

Las cámaras de ionización (Figura 1), son el tipo de dosímetro más común utilizado en el control de calidad de las unidades de radioterapia y generalmente el dosímetro usado para la determinación de la dosis absorbida de referencia. Es por tanto el dosímetro escogido como referencia o patrón local, al que se le debe dar un trato especialmente cuidadoso ya que se utiliza para las calibraciones de las unidades de tratamiento.

Como hemos dicho anteriormente, un patrón local debe calibrarse periódicamente en un laboratorio acreditado con una frecuencia mínima de 4 años y las demás cámaras de ionización, que denominamos dosímetros de campo, se verificarán por comparación con el patrón local, con una frecuencia anual (Tabla 2). Además recordemos que antes de la utilización de una cámara de ionización, para la medida de dosis absorbida de referencia, deberemos verificar su estabilidad con una fuente radiactiva de verificación.

	Calibración	Periodicidad
Cámara de ionización patrón local	Laboratorio nacional o acreditado	4 años
Cámara de ionización de campo	Interna frente a patrón local	Anual

Tabla 2. Calibración de cámaras de ionización.

Pruebas	Tolerancia	Periodicidad
Repetibilidad	0,5%	Antes de su uso
Estabilidad	1%	Antes de su uso
Fugas	0,5% de la carga recogida	Antes de su uso
Integridad mecánica (imagen de RX de la cámara)		Referencia inicial
Efecto tallo/cable	0,5%	Referencia inicial
Recombinación	Factor de corrección	Referencia inicial/anual
Polaridad	1% / Factor de corrección	Referencia inicial/anual

Tabla 3. Verificación de cámaras de ionización.

En el caso de cámaras de ionización utilizadas para medidas relativas, es suficiente realizar la reproducibilidad, estabilidad y la ausencia de fugas antes de su uso (Tabla 3).

3.2. Electrómetros

Los electrómetros junto a las cámaras de ionización, constituyen el conjunto dosimétrico necesario para la determinación de la dosis absorbida de referencia. Por tanto, un electrómetro deberá incluirse en el patrón local de nuestro servicio y deberá disponer del certificado emitido por el laboratorio acreditado, con sus características.

Antes de su uso deberán verificarse las características que se muestran a continuación, en la tabla 4:

Prueba	Tolerancia	Periodicidad
Repetibilidad	0,5%	Antes de su uso
Estabilidad	1%	Antes de su uso
Fugas	0,5% de la carga recogida	Antes de su uso

Tabla 4. Verificación de electrómetros.

3.3. Semiconductores

Debido a su pequeño tamaño, una de las aplicaciones principales de los semiconductores es la dosimetría relativa en zonas de alto gradiente de dosis absorbida, como PDD en haces de electrones o perfiles en haces de fotones. Los diodos usados para fotones suelen estar blindados en la parte posterior, para evitar la contribución de la retrodispersión de fotones de baja energía. También pueden utilizarse para la medida de factores de campo en campos de pequeño tamaño. Una de las aplicaciones clínicas más importantes es la dosimetría *in vivo*, gracias a su robustez, su pequeño tamaño y que no se requiere aplicar un voltaje, además de proporcionar de forma inmediata una lectura, en contraste con otros detectores típicamente usados en la dosimetría *in vivo*, como son los dosímetros de termoluminiscencia. En la dosimetría *in vivo* podemos relacionar la dosis absorbida a la entrada del paciente con la dosis absorbida en un punto de interés interno; a esta relación la denominamos coeficiente de calibración.

Los diodos están constituidos por material no equivalente a tejido, por lo que la respuesta no es lineal con la energía y su geometría y forma determina la respuesta direccional; todos los semiconductores muestran una variación en la respuesta con la temperatura y este efecto es importante en los dosímetros utilizados en la dosimetría *in vivo*, ya que están en contacto con la piel del paciente; dependen de la dosis absorbida por pulso, por lo que debe estudiarse su respuesta con la tasa de dosis absorbida, la distancia foco-detector, el uso de filtros y compensadores y con los tamaños de campo.

En general, previo a su uso en dosimetría relativa debe validarse su funcionamiento mediante comparación con medidas realizadas con una cámara de ionización de dimensiones apropiadas.

Si los diodos van a ser utilizados para realizar dosimetría *in vivo*, el estudio del detector debe ser más exhaustivo incluyendo la determinación del coeficiente de calibración y de los diferentes factores de corrección que influyen en la respuesta del diodo (Tabla 5).

Prueba	Periodicidad
Repetibilidad	Antes de su uso
Estabilidad	Antes de su uso
Coeficiente de calibración	Mensual
Linealidad	Referencia inicial/anual
Dependencia angular	Referencia inicial/anual
Dependencia con la temperatura	Referencia inicial/anual
Dependencia con la tasa de dosis absorbida	Referencia inicial/anual

Tabla 5. Verificación de diodos.

3.4. Dosímetros de termoluminiscencia

Las principales aplicaciones de los dosímetros de termoluminiscencia son las intercomparaciones postales utilizadas en las auditorías externas y la dosimetría *in vivo*, pero su uso no es tan frecuente para el control de calidad rutinario de las unidades de irradiación. Pueden presentar ventajas frente a otros dosímetros en algunos casos especiales, como en la caracterización de pequeños haces de fotones. Antes de su uso deben estudiarse sus principales características y factores de influencia.

- Determinación de la curva de intensidad luminosa "*Glow curve*". La curva de intensidad luminosa representa la variación de la emisión de luz con la temperatura. Los diferentes picos de esta curva corresponden a las diferentes trampas del cristal y el área bajo los picos de mayor temperatura permite conocer la dosis absorbida, previa calibración.
- Proceso de borrado: después de la irradiación los TLD deben ser sometidos a un proceso de borrado, a partir de unos ciclos de calentamiento y enfriamiento del detector. Debe verificarse su reproducibilidad.
- Reproducibilidad de la lectura: depende del material TL, del tipo de lector y de la pureza del gas inerte utilizado en los lectores para reducir la señal de fondo.
- Señal de fondo: es la lectura obtenida en dosímetros no irradiados. Aunque en Radioterapia estas señales no suelen ser significantes, es preferible cuantificarla y substraerla.
- Umbral de detección: es la mínima dosis absorbida que puede detectarse con el TLD. Depende de la sensibilidad del material y de la señal de fondo.
- "*Fading*": es el decaimiento de la respuesta del TL en el tiempo que transcurre desde la irradiación hasta la lectura.
- Masa:

  Dosímetros en forma de polvo: deben utilizarse conjuntos con la misma masa o introducir un factor que corrija por la cantidad de masa utilizada.

  Detectores sólidos: por razones de fabricación la sensibilidad de dosímetros de un mismo lote varía.

  Hay que realizar una identificación individual de cada dosímetro atribuyendo a cada uno un factor, Ri/R (siendo R la lectura promedio) y es recomendable separar los TLD en grupos de sensibilidad (respuesta entre el 1 y 2%) y usar un gran número de dosímetros en cada medida.

- Dosis absorbida: hay que determinar la curva de respuesta del material en función de la dosis absorbida, con el lector y el material TL a usar. La curva tiene una zona lineal, una supralineal y una zona de saturación. Se recomienda trabajar en la zona lineal y si no es posible, hay que aplicar un factor de corrección.
- Tasa de dosis absorbida: son independientes de ella.
- Temperatura: independientes en condiciones habituales. No guardarlos cerca de una fuente de calor.
- Energía: elección del material en función de la energía a medir. Calibración para cada energía.
- Efecto direccional: no es necesaria ninguna corrección.

3.5. Películas y digitalizadores

Las películas son utilizadas principalmente para la verificación de la geometría de las unidades de irradiación y para dosimetría relativa.

- La característica más importante en las películas tanto radiocrómicas como radiográficas, es su respuesta con la dosis absorbida; se debe determinar la curva característica para cada lote.
- Tienen dependencia con la energía y por tanto la curva debe ser determinada para cada calidad de haz que queramos evaluar.
- En los digitalizadores y escáneres, utilizados para la lectura de las películas, hay que estudiar la homogeneidad y corregir este factor en la lectura de las películas.

3.6. Dispositivos de múltiples detectores para control de calidad

En el control de calidad de las unidades de irradiación, se suelen utilizar dispositivos con múltiples detectores, para la evaluación de la constancia de algunos parámetros dosimétricos (Figura 2).

Estos dispositivos presentan una gran robustez y son de fácil manejo, de manera que las pruebas pueden realizarse diariamente en poco tiempo. Los detectores que los componen suelen ser normalmente semiconductores o cámaras de ionización.

La disposición más común está formada por un detector central, 4 detectores alrededor del central a una cierta distancia y otro detector más debajo del central, aunque actualmente han tomado relevancia los formados por líneas o matrices de detectores.

Figura 2. Dispositivos de múltiples detectores (ICO-SFMPR).

Parámetros como la homogeneidad del haz y la simetría, así como la constancia del sistema monitor del acelerador o de la calidad del haz, son rápidamente verificados con una única exposición.

Cada uno de estos equipos presenta ventajas y desventajas frente a los demás en función de sus características y del parámetro dosimétrico a verificar.

La verificación de estos equipos debe incluir la reproducibilidad, linealidad y dependencia con la energía para establecer el estado de referencia inicial. Todos los detectores que forman el equipo deben verificarse, de forma que todos lean lo mismo en las mismas condiciones. Además hay que trazar estos equipos a nuestro patrón local y estudiar la estabilidad de esta trazabilidad a largo plazo. En función del comportamiento del equipo, asignaremos la frecuencia de la comparación con nuestro patrón.

3.7. Equipos auxiliares

Además de los dosímetros, en el control de calidad de las unidades de irradiación, se usan termómetros y barómetros para corregir las lecturas de las cámaras de ionización por temperatura y presión y reglas y niveles para realizar las verificaciones geométricas. Al menos un elemento de cada clase debe disponer de un certificado de calibración expedido por un laboratorio acreditado.

4. Maniquíes

4.1. Maniquíes de agua y equipamiento asociado

El agua es uno de los mejores maniquíes de que disponemos. Es uno de los principales constituyentes de muchos tejidos humanos y tanto su número atómico efectivo, $z_{ef} = 7{,}51$, como su densidad $\rho = 1$ g/cm^3 está cerca de los tejidos humanos.

Uno de los maniquíes más importantes es el denominado sistema analizador de haces automático (Figura 3), que permite el barrido en las tres direcciones del espacio por un detector o una línea de detectores y el análisis de las medidas realizadas.

El sistema analizador de haces consta de un tanque de agua de paredes de plástico de unas dimensiones típicas de 50 cm x 50 cm x 50 cm. Es una buena práctica utilizar agua destilada, para evitar posibles daños sobre todo de los componentes metálicos. El tanque suele montarse sobre una plataforma elevadora, que puede nivelarse y con la que se puede ajustar la distancia vertical.

Figura 3. Tanque de agua de un sistema analizador de haces automático (ICO-SFMPR).

Tiene un dispositivo de posición de precisión montado dentro del tanque: brazo vertical, radial y transversal con una caja de control de movimientos (Figura 4).

Está provisto de adaptadores donde insertar diferentes tipos de detectores y permite su colocación en cualquier posición del tanque y el barrido en los tres ejes. Se conecta a un electrómetro y a un software donde visualizar y manipular los datos medidos.

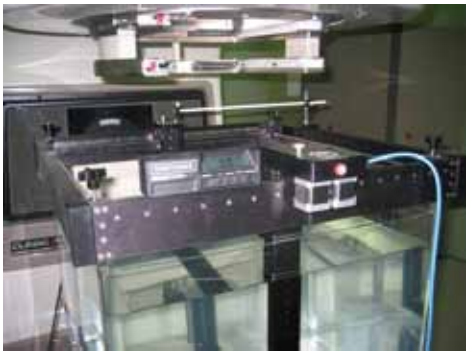

Figura 4. Dispositivo de posición (ICO-SFMPR).

En general, se utilizan cámaras de ionización como detectores, pero también semiconductores o detectores de diamante. Más recientemente se han empezado a usar líneas de detectores (cámaras de ionización o semiconductores). La colocación del tanque requiere un alineamiento cuidadoso con el eje del haz.

Siempre que se quieran hacer barridos de un haz pulsado, se utilizará un segundo detector como detector de referencia en una posición fija. De esta manera mediremos perfiles, porcentajes de dosis en profundidad e isodosis. Otra de las opciones que suelen ofertar es la posibilidad de realizar medidas del TPR.

Este sistema se utiliza siempre en la puesta en marcha de una nueva unidad de tratamiento y para la adquisición de datos de los sistemas de planificación de tratamientos.

A continuación se presenta en la tabla 6, un cuadro resumen de las pruebas de control de calidad. Representan el estado de referencia inicial y deben repetirse con una periodicidad anual y siempre antes de usarse como sistema de medida en la puesta en marcha de una nueva unidad de irradiación.

Verificación	Tolerancia
Estanqueidad del tanque	Funcional
Ortogonalidad de los ejes	0,3º
Desviación máxima del indicador de posición	0,5 mm
Efecto de la velocidad del movimiento en la posición	0,2 mm
Efecto de las paradas bruscas en la posición	0,2 mm
Reproducibilidad de la lectura de la posición	0,2 mm
Corriente de fugas	± 0,1%
Estabilidad del cociente: señal detector de campo/señal de referencia en el punto de normalización	± 0,1%
Variación de una curva de PDD	0,5%
Variación de un perfil	1% o 1 mm

Tabla 6. Control de calidad del sistema analizador de haces automático.

Otros maniquíes de agua más pequeños son utilizados habitualmente para determinaciones de la dosis absorbida. Suelen ser pequeños tanques de agua con diferentes dispositivos para la colocación de las cámaras de ionización. Como ejemplos tenemos:

- Maniquí con un agujero a una cierta profundidad para alojar una cámara cilíndrica de 0,6 cm^3 tipo Farmer, revestido de una fina capa de perspex o poliestireno.
- Tanque de agua con eje vertical (Figura 5) por donde puede desplazarse el detector. Control de posición analógico o digital y diferentes alojamientos para cámaras cilíndricas o planas.

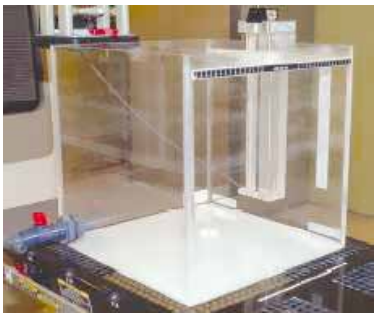

Figura 5. Tanque de agua con eje vertical (ICO-SFMPR).

A continuación se presenta en la tabla 7, las pruebas de control de calidad de un maniquí de agua.

Verificación	Tolerancia	Periodicidad
Estanqueidad del tanque	Funcional	Funcional
Exactitud de la indicación de posición	0,5 mm	Anual

Tabla 7. Control de calidad de un maniquí de agua.

4.2. Maniquíes sólidos

Para verificaciones rutinarias de constancia de parámetros dosimétricos, muchas veces el montaje de un maniquí de agua lleva demasiado tiempo; en esas situaciones el uso de un maniquí sólido es una buena alternativa.

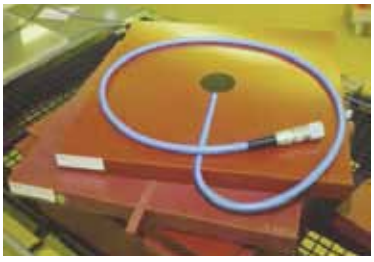

Figura 6. Cámara de ionización insertada en una lámina de agua sólida (ICO-SFMPR).

Estos maniquíes no están restringidos a una posición particular del brazo de la unidad de tratamiento y permiten el uso de diferentes detectores como películas, cámaras de ionización cilíndricas de diferentes volúmenes y cámaras de ionización plano-paralelas. Para usar las cámaras, necesitamos láminas que tengan los alojamientos correspondientes (Figura 6).

Una gran variedad de materiales sólidos se emplean en dosimetría: poliestireno, PMMA (perxpex, acrílico o lucita) y también algunas resinas que forman el agua sólida.

Típicamente estos maniquíes están formados por láminas cuadradas de un tamaño de 30 cm x 30 cm con diferentes espesores, pero también se utilizan maniquíes de formas diferentes que se asemejan más a la anatomía del paciente (Figura 7), donde pueden intercalarse materiales diferentes para simular los diferentes tejidos del cuerpo humano (Figura 8).

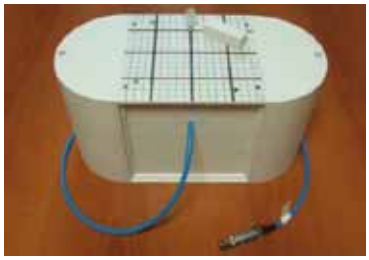

Figura 7. Maniquí de plástico con inserto para cámara de ionización (ICO-SFMPR).

Figura 8. Detalle del maniquí, donde se visualizan diferentes tipos de tejido (ICO-SFMPR).

Estos plásticos son buenos aislantes y en haces de electrones puede producirse una acumulación de carga en el material que afectará a la dosis absorbida. Esto puede ser evitado utilizando láminas finas para facilitar la eliminación de carga.

En la tabla 8 se describen las pruebas de control de calidad de un maniquí sólido.

Verificación	Periodicidad
Volumen y espesor lineal y másico de cada lámina	Estado de referencia
Densidad calculada para cada lámina	Estado de referencia
Profundidad del alojamiento de la cámara	Estado de referencia
Inspección visual	En cada uso

Tabla 8. Control de calidad de un maniquí sólido.

5. Bibliografía

[1] AAPM (1994). American Association of Physicists in Medicine. Task Group 40: *Comprehensive QA for radiation oncology*. Med. Phys. 21, 581.

[2] AAPM (1994). American Association of Physicists in Medicine. Task Group 45: *Code of practice for radiotherapy accelerators*. Med. Phys. 21, 1093.

[3] AAPM (1998). American Association of Physicists in Medicine. Task Group 53: *Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*. Med. Phys. 25, 1773.

[4] AAPM (1999). American Association of Physicists in Medicine. Task Group 51: *Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*. Med. Phys. 26, 1847.

[5] ESTRO (2001). *Practical Guidelines for the implementation of In Vivo Dosimetry with Diodes in External Radiotherapy with photon beams*. Booklet Nº 5.

[6] IAEA (1998). International Atomic Energy Agency. *Design and implementation of a Radiotherapy programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Proteccion and Safety Aspects*. TECDOC-1040.

[7] IAEA (2000). International Atomic Energy Agency. *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. Protocolo de control de calidad*. TECDOC-1151.

[8] IAEA (2000). International Atomic Energy Agency. *Review of data and methods recommended in the international code of practice for dosimetry IAEA Technical Report series TRS-381, The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photons Beams*. IAEA-TECDOC –1173, IAEA Vienna.

[9] IAEA (2005). International Atomic Energy Agency.*Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Technical Report Series nº 398. IAEA, Vienna (2000). Edición en español.

[10] IAEA (2005). International Atomic Energy Agency. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. E.B. Podgorsak Technical Editor.

[11] IEC (1997). International Electrotechnical Commission. IEC 60731. *Dosimeters with ionisation chambers as used in radiotherapy*.

[12] JACOB VAN DYK (1999). *The Modern Technology of Radiation Oncology*. Medical Physics Publishing.

Tema 6:
Programa de control de calidad de unidades de irradiación externa

Cristina Picón Olmos

Programa de control de calidad de unidades de irradiación externa

Cristina Picón Olmos
Servicio de Física Médica y Protección Radiológica (SFMPR)
Institut Català d'Oncologia (ICO)
picon@iconcologia.net

1. Introducción

A continuación se presentan las medidas necesarias para establecer el sistema de referencia inicial de las diferentes unidades de irradiación utilizadas en radioterapia externa y las periodicidades y tolerancias de estas pruebas, que conforman el control de calidad a realizar durante la vida útil de dichas unidades.

Las periodicidades y tolerancias están basadas en el Real Decreto (RD 1998), por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia y en otras normas y protocolos internacionales como las normas IEC Technical Report 60976/977 (IEC 1989) o el protocolo TG-40 de la AAPM (AAPM 1994).

En la descripción de las pruebas que se presenta a continuación se ha utilizado el nombre de verificaciones rápidas en las medidas que se realizan con periodicidad diaria para verificar la constancia de algún parámetro dosimétrico.

La oferta de equipos de medida diseñados para este propósito son múltiples: líneas o matrices de diodos o cámaras de ionización, cámaras de ionización plano-paralelas de gran volumen, etc.

Es imprescindible que cualquier dispositivo de este tipo, antes de ser utilizado, sea sometido a un estudio de sus características (reproducibilidad, linealidad, resolución, estabilidad) y que las lecturas obtenidas con el mismo, sean trazadas a las determinaciones obtenidas con los dosímetros patrón.

2. Control de calidad de los aceleradores lineales

2.1. Seguridades y condiciones de funcionamiento

Todos los aceleradores contienen circuitos de seguridad diseñados para proteger a los trabajadores y a los pacientes de un posible mal funcionamiento. Sin embargo, estas seguridades pueden fallar y en algunos casos producir un considerable daño al paciente o al propio equipo si la causa de la falta no se detecta.

Muchas seguridades se verifican implícitamente durante el funcionamiento clínico de la máquina. Resta por tanto, establecer qué seguridades deben verificarse explícitamente y asegurarse de que las pruebas implícitas, quedan debidamente registradas.

Dentro de las seguridades podemos distinguir varios grupos:

- Protección de la sala.
  - Pulsadores de interrupción de emergencia en sus distintas localizaciones (dentro de la sala de tratamiento, en la puerta y en el panel de control).
  - Interrupción de la radiación con la apertura de la puerta.
  - Llave de inicio de radiación en el panel de control.
  - Tecla de interrupción de radiación en el panel de control.
- Seguridades de movimiento.
- Detectores de colisión.
- Seguridades de accesorios (reconocimiento de cuñas, bandejas, etc.).
- Luces indicadoras (en la puerta y en el panel de control).
- Circuito audiovisual.

La responsabilidad del radiofísico es verificar que todos estos sistemas funcionan cuando se establece el estado de referencia del equipo y asegurarse que todo el personal que manipula dicho equipo conoce el funcionamiento de estas seguridades.

Se debe establecer los registros de estas verificaciones y delegar en los técnicos de las unidades y/o en los dosimetristas, la realización de las mismas. La misión del radiofísico es pues, coordinar y supervisar que estas pruebas se realizan y que los resultados de las mismas son correctos (véase la tabla 1).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Seguridades y condiciones de funcionamiento	Diaria	Funcional

Tabla 1. Periodicidad y tolerancia, para las pruebas relativas a seguridades y funcionamiento de un acelerador.

2.2. Energía del haz de radiación

El índice de calidad de un haz de fotones se puede definir en términos de la razón tejido-maniquí entre 20 y 10 cm de profundidad $TPR_{20,10}$, bien midiendo directamente, bien a partir del cociente de los porcentajes de dosis absorbida ($PDD_{20,10}$) en una curva de distribución de dosis absorbida en función de la profundidad y la expresión analítica del protocolo TRS-398: $TPR_{20,10} = 1{,}02661\ PDD_{20,10} - 0{,}0595$.

La calidad de un haz de electrones se especifica a partir del R_{50} de dosis absorbida o de $R_{50,I}$ de ionización, con lo cual se precisan determinaciones de curvas de dosis absorbida o ionización en profundidad, en un maniquí de agua siguiendo las recomendaciones del protocolo TRS-398, o escoger dos profundidades, una de ellas en el máximo y la otra en la parte descendente de la curva de ionización, idealmente alrededor del 50%.

En el tema 4 de este volumen se ha desarrollado exactamente el procedimiento a seguir, para la determinación del índice de calidad, así como el equipamiento adecuado para ello, tanto en fotones (apartado 4.2) como en electrones (apartado 5.2). La periodicidad es mensual de tal forma que al cabo del año se hayan verificado todas las energías disponibles (Tabla 2).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
$TPR_{20,10}$ fotones	Mensual	2%
R_{50} electrones	Mensual	2 mm (4%)

Tabla 2. Pruebas, periodicidades y tolerancia, relativas a la energía del haz de radiación de un acelerador.

2.2.1. Verificación de la constancia de la energía del haz de radiación

En todas las verificaciones rápidas de constancia de algún parámetro dosimétrico del haz de radiación, existen múltiples dispositivos apropiados para su realización.

En todo caso la constancia del índice de calidad, vendrá dada por el cociente entre dos medidas realizadas a diferentes profundidades, trazado al índice de calidad que define el haz de radiación.

Se puede utilizar una cámara de ionización cilíndrica y un maniquí de material plástico para determinar un cociente entre dos profundidades trazable al índice de calidad del haz de radiación. Recordemos que no estamos realizando una determinación del índice de calidad, sino **sólo una verificación de su constancia**, por lo tanto cualquier profundidad más allá de la zona de acumulación, es válida.

Los equipos comerciales para medidas diarias son muy diversos y la constancia del índice de calidad vendrá por un cociente entre dos lecturas a diferentes profundidades:

a) Equipos constituidos por cámaras de ionización o semiconductores, con un detector en el centro a una cierta profundidad y otro debajo, entre los cuales puede insertarse un filtro de plástico o metálico, para conseguir que la lectura del segundo detector esté entre el 30% al 80% de la del detector central. En algunos casos el filtro ya está incorporado, presentando únicamente dos modalidades, electrones y fotones, simplemente girando el equipo.

b) Otro dispositivo consiste en un detector central y otro situado al lado o en diagonal a una pequeña distancia. Se utilizan filtros de diferente espesor y material, en función de la calidad del haz sobre el segundo detector, para conseguir un cociente cercano al 50%. En estos casos hay que analizar con cuidado las variaciones que nos proporcione este cociente, ya que pueden atribuirse a un cambio en la energía, variaciones en la simetría del haz.

c) También es muy cómodo utilizar un equipo consistente en una cámara de ionización plano-paralela de gran volumen. Normalmente tienen un diseño muy robusto y práctico y sirven tanto para verificar la constancia del sistema monitor del acelerador, como la constancia del índice de calidad, añadiendo láminas de plástico o de metal (aluminio o cobre) sobre el equipo o insertadas en el cabezal del acelerador.

Teniendo en cuenta que la tolerancia especificada en el RD para esta prueba viene dada en milímetros, deberá buscarse el equivalente en dosis relativa, para poder establecer correctamente la tolerancia y el nivel de acción de este parámetro, determinado con uno de los dispositivos descritos.

La periodicidad es diaria de forma que a lo largo de la semana se verifiquen todas las energías en uso (Tabla 3).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Constancia índice de calidad fotones	Diaria	2%
Constancia índice de calidad electrones	Diaria	2 mm (4%)

Tabla 3. Periodicidad y tolerancia para la verificación de la constancia del índice de calidad del haz de radiación de un acelerador.

2.2.2. Desviación de la energía del haz con la orientación del brazo

Se ha de verificar que el índice de calidad del haz no presenta desviaciones con la orientación del brazo, es decir que los elementos que conforman el camino de los electrones acelerados en la guía de ondas y la trayectoria de éstos cuando pasan a través del sistema de desviación magnético, no alteran su posición para distintas posiciones del brazo.

En el estado de referencia inicial del acelerador, deben incluirse determinaciones de curvas de dosis absorbida en profundidad para diferentes ángulos del brazo del acelerador. Normalmente se obtienen estas curvas para 0º, 90º y 270º.

El montaje de un analizador de haces en un maniquí de agua suele ser complejo y dificultoso para orientaciones del brazo diferentes de 0º, sobre todo en el caso de los haces de electrones.

Por tanto, una vez realizadas las medidas iniciales, es recomendable buscar un dispositivo más sencillo y cómodo, para verificar que la energía de un haz no varía con el giro del brazo.

Puede utilizarse un equipo de verificaciones rápidas colgado en el cabezal del acelerador, y por tanto solidario a él, o colocado sobre la mesa si puede mantenerse en posición vertical. Es aconsejable que el dispositivo tenga el filtro incorporado, ya que cualquier filtro adicional que deba colocarse sobre los detectores, significa una complejidad extra, para que al girar el equipo de medida, el filtro no se caiga.

En fotones deben realizarse medidas a 0º, 90º, 270º y 180º y en electrones a 0º, 90º y 270º. La diferencia máxima, respecto al valor a 0º no debe superar el 2%.

La periodicidad es mensual de forma que a lo largo del año se hayan verificado todas las energías (Tabla 4).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Desviación de la energía con la orientación del brazo	Mensual	2%

Tabla 4. Periodicidad y tolerancia para la determinación de la desviación de la energía del haz de radiación con la orientación del brazo de un acelerador.

2.3. Sistema monitor del acelerador

2.3.1. Calibración del haz

Dosis absorbida de referencia

La energía radiante administrada por un acelerador viene determinada por el sistema monitor, consistente en una cámara de ionización que intercepta el haz de radiación.

Este sistema debe ser calibrado de acuerdo a los protocolos nacionales o internacionales para todas las energías, tasas de dosis absorbidas y modalidades que se utilicen clínicamente.

En España, la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia (Tabla 5) debe realizarse siguiendo literalmente el protocolo TRS-398, con un conjunto cámara de ionización-electrómetro calibrado en un laboratorio nacional o secundario acreditado. La descripción del procedimiento se ha detallado en el tema 3.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Dosis absorbida en condiciones de referencia	Mensual	2%

Tabla 5. Periodicidad y tolerancia para la determinación de la dosis absorbida de referencia de los haces de radiación.

Verificaciones rápidas de constancia del sistema monitor

Cualquier dispositivo descrito en el apartado 2.2 para comprobar la constancia del índice de calidad del haz de radiación, se puede utilizar para verificar la constancia del sistema monitor. Una de las dos medidas necesarias para determinar el cociente que nos informa del índice de calidad del haz, se toma como medida representativa del sistema monitor. Es necesario un espesor mínimo de material sobre el detector, para conseguir al menos, la profundidad del máximo.

La periodicidad es diaria de forma que a lo largo de la semana se verifiquen todas las energías en uso (Tabla 6).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Constancia del sistema monitor	Diaria	2%

Tabla 6. Periodicidad y tolerancia relativa a la constancia del sistema monitor.

Factores de campo

Fotones

Las condiciones de medida de los factores de campo, profundidad de medida y distancia (fija en superficie o isocéntrica) vienen dadas por los requisitos del Sistema de Planificación de Tratamientos (SPT). Deben realizarse con una cámara de ionización cilíndrica de pequeño volumen colocada en el eje central del campo en maniquí de agua. Usualmente se normalizan al valor del campo de 10 cm x 10 cm.

Hay que tener en cuenta que algunos aceleradores muestran una dependencia con la orientación de la mandíbula en los campos rectangulares, de forma que este efecto debe ser investigado en el estado de referencia inicial. Dependiendo del SPT, esta variación se puede introducir en el sistema de cálculo, pero en cualquier caso debe ser estudiada.

También deben realizarse medidas del factor de campo en la modalidad de campos asimétricos.

En algunos casos, los SPT necesitan factores de dispersión del colimador. Estos factores se miden en aire, con una cámara de ionización cilíndrica provista de un capuchón de espesor suficiente, para alcanzar el equilibrio electrónico.

Electrones

El factor de campo depende del método usado para definir el campo: colimadores secundarios (conos/aplicadores) en combinación con las mandíbulas de RX, formas irregulares con plomo o aleación colocadas en los colimadores secundarios y colimación en piel.

Deben medirse estos factores para cada aplicador en todas las energías.

La protección de una parte del campo de electrones produce, en general, cambios en la tasa de dosis absorbida y en la distribución de dosis absorbida. La magnitud de este cambio depende de la extensión de la protección, del espesor de la misma y de la energía de los electrones. Si un campo producido por un marquito de aleación es más pequeño que el mínimo tamaño requerido para que exista equilibrio de dispersión lateral, la dosis absorbida en la porción abierta se ve reducida. Esta reducción en la dosis absorbida depende de la profundidad de la medida. Todo esto implica que la conformación de los campos puede afectar de una manera compleja tanto al factor de campo como a la distribución de la dosis absorbida. Por tanto, debe realizarse un exhaustivo estudio de estas variaciones, midiendo un conjunto representativo de haces irregulares de uso clínico habitual.

En las tablas 7 y 8 se muestran las características de medida, periodicidades y tolerancias en la determinación y verificación de los factores de campo en haces de fotones y electrones.

	Fotones	Electrones
Detector	Cámara de ionización	
Maniquí	Agua	
Corrección	Presión y temperatura	
Distancia de medida	DFC = 100 cm	DFS = 100 cm
Tamaños de campo	Cuadrados: 4, 5, 10, 15, 20, 25, 30 y máximo cm de lado	Todos los aplicadores. Bloques de aleación representativos del uso clínico
Profundidad de la medida	5 cm, energías < 10 MV 10 cm, energías > 10 MV	Profundidad del máximo de dosis absorbida

Tabla 7. Características de medida para la determinación de factores de campo.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Factores de campo	Anual	Estado de referencia

Tabla 8. Periodicidad y tolerancia de la verificación de los factores de campo.

2.3.2. Repetibilidad

La repetibilidad del sistema monitor del acelerador se verifica realizando una serie de 10 medidas consecutivas con una cámara de ionización en agua o plástico, a DFS = 100 cm y a la profundidad de 5 o 10 cm para fotones y a la profundidad del máximo en electrones.

La repetibilidad es la desviación típica de estas medidas que debe ser inferior al 0,5% (Tabla 9).

Deben comprobarse en todas las energías posibles y en la tasa máxima y mínima, tanto en fotones como en electrones.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Repetibilidad del sistema monitor	Mensual	0,5%

Tabla 9. Periodicidad y tolerancia de la verificación de la repetibilidad del sistema monitor.

2.3.3. Estabilidad en una jornada

Las cámaras de ionización monitoras de un acelerador pueden ser abiertas o cerradas. Las cámaras cerradas no se ven afectadas por variaciones de la presión y temperatura ambientales y las abiertas disponen de un circuito que compensa estos efectos.

En cualquier caso, inicialmente debe evaluarse la efectividad de estos diseños, determinando la estabilidad a largo tiempo de la calibración de la cámara monitora.

El procedimiento a seguir es:

- Poner acelerador en marcha y esperar el tiempo de precalentamiento.
- Irradiar la cámara con una dosis absorbida de aproximadamente 4 Gy. Anotar lecturas: Li.
- 10 minutos sin irradiar.
- Irradiar la cámara con una dosis absorbida de aproximadamente 4 Gy. Anotar lecturas: Lj.

Repetir el proceso durante 8 horas y a lo largo de una semana.

La estabilidad viene dada por la máxima diferencia entre las lecturas.

En las tablas 10 y 11, se muestran las características de la medida y el grado de estabilidad en el proceso de verificarla, en una jornada de un acelerador.

	Fotones	**Electrones**
Energía	Máxima y mínima	Máxima y mínima
Detector	Cámara de ionización	Cámara de ionización
Maniquí	Agua o plástico	Agua o plástico
DFS	100 cm	100 cm
Campo	10 cm x 10 cm	10 cm x 10 cm
Profundidad	5 o 10 cm	Máximo de dosis absorbida
Corrección	Presión y temperatura	Presión y temperatura
Rango de tasas	Habitual	Habitual
Dosis absorbida	4 Gy	4 Gy
Intervalo / periodo	10 minutos / 8 horas	10 minutos / 8 horas

Tabla 10. Características de medida para la verificación de la estabilidad del sistema monitor, durante una jornada.

Prueba	**Periodicidad**	**Tolerancia**
Estabilidad en una jornada del sistema monitor	Semestral	2%

Tabla 11. Periodicidad y tolerancia de la verificación de la estabilidad del sistema monitor.

2.3.4. Linealidad

La linealidad del sistema monitor se verifica colocando una cámara de ionización a una profundidad fija en un maniquí y midiendo la ionización colectada durante irradiaciones de diferentes unidades de monitor (u.m.), en un rango suficientemente amplio para cubrir todas las posibilidades de tratamiento.

Hay que tener en cuenta que los aceleradores tienen la posibilidad de trabajar a diferentes tasas de dosis absorbidas y que la eficiencia de colección de las cámaras monitoras del acelerador puede variar en función de las diferentes tasas. Por lo tanto debe verificarse la calibración, cGy/u.m. de la cámara de ionización monitora para todas las tasas disponibles.

En las tablas 12 y 13 se muestran las características de medida y la periodicidad y tolerancia en el proceso de verificar la linealidad del sistema monitor.

	Fotones	**Electrones**
Energía	Todas	Todas
Detector	Cámara de ionización	Cámara de ionización
Maniquí	Agua o plástico	Agua o plástico
DFS	100 cm	100 cm
Campo	10 cm x 10 cm	10 cm x 10 cm
Profundidad	5 o 10 cm	Máximo de dosis absorbida
Corrección	Presión y temperatura	Presión y temperatura
Rango de tasas	Las que estén en uso	Las que estén en uso
Rango de u.m.	50... 500 u.m.	50... 500 u.m.
Cuñas dinámicas	Todas las tasas y 50 u.m.	

Tabla 12. Características de medida para la verificación de la linealidad del sistema monitor.

La periodicidad es mensual de forma que a lo largo del año se hayan verificado todas las energías y tasas de dosis absorbidas en uso.

Prueba	**Periodicidad**	**Tolerancia**
Linealidad del sistema monitor	Mensual	1%

Tabla 13. Periodicidad y tolerancia de la verificación de la linealidad del sistema monitor.

2.3.5. Dependencia del sistema monitor con la orientación del brazo

Si las cámaras de ionización del acelerador se dañan, es posible que los electrodos que las componen se muevan cuando el brazo gira. Es por tanto importante verificar la estabilidad de la respuesta del acelerador con el ángulo del brazo, que se puede realizar con una cámara de ionización cilíndrica en aire, con el apropiado capuchón de equilibrio electrónico y colocada en el eje del acelerador. También pueden utilizarse equipos de medida rápida, que generalmente se cuelgan en el cabezal del acelerador y giran solidariamente con él.

Esta prueba debe realizarse para la energía máxima y mínima que se disponga, tanto en fotones como en electrones. La diferencia máxima, respecto al valor a 0º no debe superar el 3% (Tabla 14).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Variación del sistema monitor con el brazo	Mensual	3%

Tabla 14. Periodicidad y tolerancia de la variación del sistema monitor con el brazo.

2.4. Campo de irradiación

2.4.1. Uniformidad y simetría

La simetría y la homogeneidad de un haz de radiación son dependientes del diseño y ajuste de los dispositivos de homogenización del acelerador lineal: sistema de focalización, filtros aplanadores y dispersores (*flattening filter, scattering foils*) así como del tipo de accesorios para colimar el haz de radiación.

Para que un haz de radiación (fotones o electrones) se pueda usar con fines terapéuticos, éste debe tener una distribución de dosis absorbida uniforme, en un gran porcentaje del campo de radiación.

La simetría de un haz se define fácilmente, no es muy dependiente de la profundidad de la medida y no depende del tamaño de campo. Es la diferencia máxima entre dos puntos equidistantes (izquierdo y derecho) del eje central dentro del 80% del campo, expresada en %.

La homogeneidad, uniformidad o planitud se define como la máxima desviación porcentual respecto a la media de la dosis absorbida en el 80% del tamaño del campo. Depende del tamaño de campo y de la profundidad de medida. Por tanto, cuando se toma el estado de referencia inicial del acelerador es necesario establecer qué perfil del haz conforma la especificación del parámetro y después verificar que éste no varía significativamente con el tiempo.

El índice de uniformidad es el cociente entre las áreas del campo de irradiación limitadas por las isodosis del 90% y del 50%.

La penumbra es la distancia en mm, dentro del campo de irradiación, entre las isodosis del 80 y del 20% respecto a la dosis absorbida en el eje del haz.

En las tablas 15 y 16 se muestran las características de medida, la periodicidad y la tolerancia en el proceso de determinar la homogeneidad y la simetría del campo de radiación.

	Fotones	**Electrones**
Energía	Todas	Todas
Detector	Semiconductor tipo fotones o electrones Cámara de ionización de pequeño volumen Película	
Detector de referencia	Sí	
Maniquí	Agua (maniquí automático) Plástico (películas)	
DFS	100 cm	
Campo	Campos cuadrados de 5, 10, 30 y máximo cm de lado	Colimadores > 5cm x 5 cm
Profundidad	5 y 10 cm	Máximo de dosis absorbida

Tabla 15. Características de medida para la determinación de la homogeneidad y simetría del campo de radiación.

Prueba	**Periodicidad**	**Tolerancia**
Homogeneidad y simetría	Anual	3%

Tabla 16. Periodicidad y tolerancia para la determinación de la homogeneidad y simetría del campo de radiación.

Verificaciones rápidas de constancia de la homogeneidad y de la simetría

Para medidas diarias de constancia de la homogeneidad y simetría del haz de irradiación hay que escoger un tamaño de campo igual o mayor a 20 cm x 20 cm.

Una medida de la dosis absorbida en el centro y en dos puntos simétricos en el perfil del haz son suficientes para evaluar de forma rápida la homogeneidad y la simetría del haz, aunque a veces estas medidas tienen una gran incertidumbre si los puntos escogidos están entre el 80% y el 50% del valor central, ya que en esta zona la variación de la dosis absorbida con la distancia

al eje central es muy grande y pequeños errores en la posición del detector dan lugar a lecturas muy diferentes.

Equipos constituidos por líneas de detectores, tanto semiconductores como cámaras de ionización, dan mucha información de la forma del perfil y también son fáciles y rápidos de utilizar.

La película radiográfica, es un buen sistema de medida del perfil del haz, siempre y cuando el proceso de revelado pueda controlarse.

Deben especificarse claramente las condiciones de medida: equipo utilizado, maniquí, profundidad de la medida, DFS y tamaño de campo.

La desviación entre el valor medido y el de referencia no debe superar la tolerancia especificada. La periodicidad es diaria de forma que a lo largo de la semana se verifiquen todas las energías en uso (Tabla 17).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Control de homogeneidad y simetría del campo de radiación con la orientación del brazo.	Diaria	3%

Tabla 17. Periodicidad y tolerancia para la verificación de la constancia de la homogeneidad y simetría del campo de radiación.

2.4.2. Variación con la orientación del brazo

Los mecanismos que conforman el haz de electrones en su camino por la guía de ondas, así como la posición del blanco y del filtro homogeneizador en el caso de los fotones y la posición de los filtros dispersores en el caso de haces de electrones, pueden ver alterada su posición con el giro del brazo del acelerador y por tanto dar lugar a distribuciones de dosis absorbida en los ejes perpendiculares al eje de radiación, diferentes en las distintas orientaciones.

Como en los casos anteriores, la evaluación de esta desviación puede hacerse con equipos consistentes en líneas o matrices de detectores que se cuelguen en el brazo del acelerador.

La máxima diferencia entre la simetría y homogeneidad en los diferentes ángulos, para los dos ejes principales, no deben superar la tolerancia especificada para este parámetro (Tabla 18).

Fotones: en el establecimiento del estado de referencia inicial deben realizarse medidas a 0º, 45º, 90º, 135º, 180º, 225º, 270º y 315º para todas las energías.

Electrones: en este caso es suficiente realizar medidas a 0º y 90º, para la energía máxima y mínima.

La periodicidad es mensual de forma que a lo largo del año se hayan verificado todas las energías.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Desviación de la homogeneidad y simetría del campo de radiación con el brazo.	Mensual	3%

Tabla 18. Periodicidad y tolerancia para la determinación de la desviación de la homogeneidad y simetría del campo de radiación, con el brazo.

2.5. Distribuciones espaciales de dosis absorbida

En el establecimiento del estado de referencia inicial de un acelerador lineal y de acuerdo con el sistema de cálculo de planificaciones utilizado, se llevan a cabo medidas de distribución de dosis absorbida en planos paralelos y perpendiculares al eje del haz de irradiación.

Se utiliza un sistema analizador de haces en maniquí de agua y los detectores pueden ser cámaras de ionización de pequeño volumen o semiconductores.

Deben incluirse campos con todo tipo de modificadores del haz: campos conformados con colimador multilámina, campos asimétricos y campos con cuñas, tanto físicas como dinámicas.

En el caso de electrones, deben medirse todos los aplicadores disponibles en todas las energías, así como los campos conformados más habituales en la práctica clínica.

Un conjunto representativo de este estado debería repetirse anualmente, y constatar que las curvas siguen siendo las mismas (Tabla 19).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Distribuciones espaciales de dosis absorbida	Anual	Estado de referencia

Tabla 19. Periodicidad y tolerancia para la verificación de las distribuciones espaciales de dosis absorbida.

2.5.1. Campos asimétricos

Los aceleradores modernos disponen de colimadores con mandíbulas que se mueven independientemente y que permiten por tanto, obtener campos asimétricos. Los campos asimétricos tienen propiedades que los hacen muy útiles pero introducen complicaciones geométricas y dosimétricas que requieren pruebas adicionales.

Hay dos razones principales para el uso clínico de campos asimétricos:

- Tratamiento de volúmenes adyacentes.
- Modificaciones de un volumen de tratamiento manteniendo el centro original.

En las pruebas que constituyen el estado de referencia inicial de la unidad se deberán incluir pruebas con el colimador en modo asimétrico: medidas de la distribución de dosis absorbida y medidas de dosis en puntos para poder comparar los resultados con los cálculos del sistema de planificación. Las medidas se repetirán con periodicidad anual.

La coincidencia del indicador luminoso con el indicador digital del tamaño de campo deberá incluir campos asimétricos (periodicidad diaria).

2.5.2. Cuñas físicas

El factor de transmisión de una cuña es la relación de la dosis absorbida a una profundidad dada en el eje central de un campo de cierto tamaño con cuña y sin cuña. La variación con el tamaño de campo puede variar no sólo con la anchura del campo a lo largo del gradiente de la cuña sino también con la longitud del campo. Por tanto, deberán realizarse medidas del factor de transmisión para un rango de tamaños de campo.

Para realizar estas medidas debe colocarse la cámara de ionización en el centro del eje del haz con su eje paralelo al espesor constante de la cuña. Las medidas deberían hacerse en una posición y luego con la cuña rotada 180º. Ese conjunto de medidas nos asegura que la cuña y la cámara de ionización están colocadas correctamente.

Debe verificarse que estos factores de transmisión no varían con la orientación del brazo.

Hay que medir también, curvas de rendimientos en profundidad y perfiles para diferentes tamaños de campo y para todos los ángulos de cuña disponibles.

Todas estas pruebas forman parte del estado de referencia inicial del acelerador y se necesitan para el SPT. En el programa de control de calidad hay que

incluir la verificación de las cuñas, de tal forma que al cabo del año podamos asegurar que todas las cuñas disponibles están en condiciones de uso clínico.

Por ejemplo mensualmente, pueden realizarse medidas del factor de transmisión para un campo dado y anualmente deben haberse realizado medidas de la distribución de dosis absorbida (rendimientos y perfiles) para todas las cuñas.

2.5.3. Cuñas dinámicas

Una cuña dinámica se consigue a partir del movimiento controlado por ordenador de una de las mandíbulas Y del colimador cuando el acelerador está irradiando. El movimiento de la mandíbula produce una serie de campos que decrecen progresivamente en anchura. Las unidades de monitor dadas por cada segmento de campo se ajustan automáticamente para dar la distribución de dosis absorbida deseada.

Los SPT no requieren generalmente datos adicionales para calcular distribuciones de dosis absorbida para las cuñas dinámicas, pero hay que verificar que los datos calculados coinciden con los medidos. Los rendimientos en profundidad muestran variaciones muy pequeñas respecto a los campos sin cuña. Para medir los rendimientos en profundidad debe integrarse la dosis absorbida en cada punto durante la irradiación íntegra del campo con cuña dinámica para unas u.m. dadas.

El factor de transmisión es la relación entre el campo con y sin cuña para las mismas u.m.

Como en el caso de las cuñas físicas, debe verificarse que el factor de cuña no depende del ángulo del brazo.

También hay que realizar perfiles de dosis absorbida para todos los ángulos de cuña y para campos representativos de uso clínico. Estos perfiles se miden con líneas de detectores o con película.

Una vez establecido el estado de referencia inicial, nuestro programa de control de calidad debe incluir pruebas relativas a las cuñas dinámicas de igual forma que en el caso de las cuñas físicas.

2.6. Arcoterapia

La exactitud en un tratamiento de arcoterapia requiere que tres factores sean correctos:

- La dosis absorbida no varíe con el ángulo del brazo (apartado 2.3.5.).
- El movimiento del brazo debe empezar y parar en el punto requerido.
- El servo que relaciona la velocidad de rotación del brazo y la constancia de la tasa de dosis absorbida/grado, debe funcionar correctamente.

De estos tres puntos, el tercero es el más importante. Para verificarlo (Tabla 20) se puede utilizar un maniquí cilíndrico envuelto en una película radiográfica, sobre la que se realizará la exposición de un cierto arco. La lectura de la película deberá dar como resultado una línea recta, ya que la dosis absorbida/grado debe ser constante.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Arcoterapia	Semestral	2%

Tabla 20. Periodicidad y tolerancia para la verificación de la arcoterapia.

2.7. Características mecánicas y geométricas de la unidad

2.7.1. Isocentro mecánico. Ejes de rotación

El isocentro mecánico es una esfera dentro de la cual se produce la intersección del eje de rotación del colimador con el eje de rotación del brazo. El radio de esta esfera intersección ha de ser igual o menor a 1 mm. Por otro lado, el eje de rotación de la mesa también debe coincidir con el isocentro mecánico del acelerador.

Eje del colimador. Con el brazo del acelerador a 0º y el colimador a 0º, insertar un puntero en el colimador (por ejemplo las barras rígidas para verificación de distancia proporcionadas con los aceleradores). Señalar sobre un papel colocado en la mesa a DFI (distancia foco-isocentro) el centro del puntero. Girar el colimador a 90º, 180º y 270º y marcar en cada caso el centro del puntero. El centro de la circunferencia nos determina el eje del colimador.

Eje de la mesa. Con el mismo dispositivo anterior, brazo a 0º, colimador a 0º y con el puntero señalando exactamente la posición del eje del colimador, girar la mesa a 90º y 270º y señalar la posición del centro del puntero en cada caso. El centro de la circunferencia descrita nos determina el eje de la mesa. La distancia entre los dos centros, mesa y colimador proporciona la coincidencia entre ejes.

Isocentro mecánico. Colocamos el mismo dispositivo anterior y un puntero sobre la mesa, de tal forma que enfrentamos los dos punteros. Giramos el brazo a 90º, 180º y 270º y anotamos las desviaciones en cada posición. El centro de la esfera descrita es el isocentro de la unidad.

En la tabla 21 se muestran las pruebas, periodicidades y tolerancias relacionadas con los diferentes ejes e isocentro.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Eje del colimador	Semestral	Radio circunferencia ≤ 1 mm
Eje de la mesa	Semestral	Radio circunferencia ≤ 1 mm
Isocentro mecánico	Semestral	Radio esfera ≤ 1 mm
Distancia entre ejes	Semestral	$d \leq 1$ mm

Tabla 21. Pruebas, periodicidades y tolerancias relativas a las características mecánicas.

2.7.2. Indicador luminoso del eje del colimador

- Nivelar el brazo a 0º y colocar un papel milimetrado sobre la mesa colocada a la DFS habitual y señalar la proyección del retículo.
- Girar el colimador a 90º y 270º y señalar las proyecciones del retículo. El centro de la circunferencia definida indica la posición del eje del haz luminoso (Tabla 22).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Indicador del eje del colimador	Diario	Radio circunferencia ≤ 1 mm
Distancia eje colimador-indicador	Semestral	$d \leq 1$ mm

Tabla 22. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas al indicador del eje del colimador.

2.7.3. Indicador luminoso del isocentro

- Nivelar el brazo a 0º y colocar una punta afilada sobre el borde de la mesa, de forma que la punta sobresalga.
- Ajustar la mesa hasta que la punta indique el centro del retículo.
- Girar el brazo a 90º y 270º, para ajustar la altura de la mesa, hasta que la punta afilada señale el centro del retículo (Tabla 23).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Indicador del isocentro	Diario	Radio circunferencia ≤ 1 mm
Distancia isocentro – indicador	Semestral	$d \leq 1$ mm

Tabla 23. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas al indicador del isocentro.

2.7.4. Verificación del eje de rotación de la mesa en el isocentro

- Nivelar el brazo a 0º y colocar un papel milimetrado sobre la mesa colocada a la DFS habitual y señalar en el papel la proyección del retículo.
- Girar la mesa a 90º y 270º y señalar las proyecciones del retículo. El centro de la circunferencia definida indica la posición del eje de la mesa (Tabla 24).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Indicador del eje de la mesa	Diario	Radio circunferencia ≤ 1 mm

Tabla 24. Periodicidad y tolerancia de la verificación del eje de rotación de la mesa.

2.7.5. Eje de radiación

Uno de los métodos para determinar el eje de radiación es irradiando una película radiográfica colocada horizontalmente sobre la mesa, con el brazo a 0º y cerrando una de las mandíbulas al mínimo tamaño posible. Realizando varias exposiciones con diferentes ángulos del colimador, se obtiene la típica figura de estrella, el centro de la cual determina una de las coordenadas del centro del haz radiación. Repitiendo el procedimiento, cerrando la otra mandíbula, se obtiene la otra coordenada del centro del haz de radiación.

Si además, se marca la proyección del centro del retículo en la película, se obtiene la diferencia entre el indicador del eje del haz y el eje de radiación (Tabla 25). De esta forma se valida el indicador luminoso que sirve de referencia para otras pruebas.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Eje de radiación	Semestral	Radio circunferencia ≤ 1 mm
Eje de radiación – indicador	Semestral	$d = \pm 1$ mm

Tabla 25. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas al eje de radiación.

2.7.6. Isocentro de radiación

El mismo procedimiento que el descrito en el apartado anterior, puede ser utilizado para determinar el isocentro de radiación. En este caso la película debe colocarse verticalmente en la dirección del giro del brazo (eje transversal del campo de radiación) y debe cerrarse la mandíbula del mismo eje. La figura de estrella se obtiene al realizar exposiciones con diferentes ángulos del brazo. Sobre la película y con ayuda de los indicadores láseres se marca la posición del isocentro.

El análisis de la figura permite determinar el diámetro de la circunferencia que indica la posición del isocentro de radiación y la concordancia con los indicadores luminosos.

Con el desarrollo de la radioterapia estereotáxica y los accesorios que se suelen proporcionar, es posible estimar con una mayor exactitud la posición del isocentro de radiación y tener en cuenta también la rotación de la mesa (Tabla 26).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Isocentro de radiación	Semestral	Radio circunferencia ≤ 1 mm
Isocentro de radiación – indicador	Semestral	$d \leq 1$ mm

Tabla 26. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas al isocentro de radiación.

2.7.7. Posición de la fuente efectiva

Otra de las pruebas que constituye el estado de referencia inicial de un acelerador es la determinación de la posición de la fuente efectiva para los haces de electrones. Este foco efectivo varía con la energía y con el tamaño del haz (Tabla 27).

En el tema 2 de este volumen, se ha definido exactamente este parámetro y cuales son los métodos recomendados para su determinación.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Posición de la fuente efectiva	Anual	2 mm

Tabla 27. Periodicidad y tolerancia para la verificación de la posición de la fuente efectiva de los haces de electrones.

2.7.8. Paralelismo y perpendicularidad del colimador

- Colocar el colimador y el brazo en posición 0º con ayuda de un nivel.
- En un papel sobre la mesa se dibujan dos rectas perfectamente perpendiculares entre sí. Comparando los ejes del retículo con las líneas dibujadas, se verifica que son perpendiculares y que los bordes del campo son paralelos a los ejes del retículo (Tabla 28).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Perpendicularidad de los ejes del retículo	Semestral	0,5º
Paralelismo de las mandíbulas del colimador	Semestral	0,5º

Tabla 28. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas al colimador.

2.7.9. Escalas angulares

Escala angular del colimador

- Nivelar el brazo a 90º.
- Con ayuda de un nivel colocado en el colimador verificar la posición de 0º.
- Anotar la lectura digital y mecánica.
- Repetir la operación para la posición de 90º y 270º del colimador.

Escala angular del brazo

- Colocar el brazo a 0º con un nivel y anotar las lecturas del indicador digital y de la escala mecánica.
- Repetir la operación para la posición del brazo de 90º, 180º y 270º.

Escala angular de la mesa

- Una vez verificado el paralelismo de las mandíbulas del colimador, colocar el colimador a 0º y el brazo a 0º.
- Alinear el borde frontal de la mesa (girando la mesa) con el borde del campo de luz. El paralelismo de la proyección del borde frontal de la mesa en el suelo, con la del lado del campo, nos da el ángulo 0º de la mesa.
- Repetir la operación con la mesa a 90º y a 270º.

En la tabla 29 se muestra la periodicidad y la tolerancia en el proceso de verificar las escalas angulares.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Escalas angulares	Semestral	Digital: ± 0,5º
		Analógica: ± 1º

Tabla 29. Periodicidad y tolerancia para la verificación de las escalas angulares.

2.7.10. Verticalidad de la mesa

- Colgar una plomada en la mesa y dibujar su posición en el suelo. Subir y bajar la mesa y dibujar la posición de la plomada en las nuevas posiciones.
- Comparar las posiciones de la plomada y anotar la desviación máxima (Tabla 30).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Verticalidad de la mesa	Semestral	± 0,5º

Tabla 30. Periodicidad y tolerancia para la verificación de la verticalidad de la mesa.

2.7.11. Escalas longitudinales X, Y, Z

Escala X

- Centrar la mesa en sentido lateral, haciendo coincidir las marcas situadas en el tablero y en el pie. Esta posición corresponde a x = 0 (lateral = 0).
- A partir de esta posición, moverse un cierto intervalo y verificar que la escala lateral indica correctamente la nueva posición.

Escala Y

- Identificar, si existe, la posición 0 en sentido longitudinal o en todo caso una posición de referencia (según fabricante).
- A partir de esta posición, moverse un cierto intervalo y verificar que la escala longitudinal indica correctamente la posición.

Escala Z

- Colocar el brazo a 0º.
- Colocar la mesa a la altura del isocentro (con ayuda de las barras metálicas calibradas para este fin). Esta posición corresponde al 0 de la escala vertical de la mesa.
- Sujetar una cinta métrica en el borde de la mesa y anotar la distancia al suelo como referencia.
- Subir y bajar la mesa y anotar las distancias respecto al 0. Verificar que la escala vertical indica correctamente las nuevas posiciones (Tabla 31).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Escalas longitudinales de la mesa	Semestral	1 mm

Tabla 31. Periodicidad y tolerancia para la verificación de las escalas longitudinales de la mesa.

2.7.12. Horizontalidad del tablero bajo carga y horizontalidad lateral del tablero

- Colocar sobre la mesa, aproximadamente a 1 m del extremo más próximo al brazo, un maniquí con marcas horizontales de referencia en cada lado y alinear con los láseres, anotando la posición vertical de la mesa.
- Distribuir un peso de 60 – 70 kg alrededor del maniquí.
- Comprobar la alineación de las marcas horizontales del maniquí con los láseres. Anotar la diferencia (Tabla 32).
- La horizontalidad lateral de la mesa se verifica con un nivel.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Horizontalidad bajo carga	Semestral	5 mm
Horizontalidad lateral	Semestral	0,5º

Tabla 32. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas a la horizontalidad de la mesa.

2.7.13. Indicadores del campo de radiación

Debe verificarse la coincidencia entre el indicador digital del tamaño de campo y el campo de radiación, entre el indicador luminoso del tamaño de campo y entre los indicadores digital y analógico a la DFS habitual.

Esta verificación se realiza, analizando las dimensiones del 50% de la dosis absorbida, respecto al valor central del campo, a partir de los datos obtenidos de un analizador automático de haces, de una película radiográfica o de los equipos de medidas rápidas que dan información del campo de radiación.

Además de la coincidencia del tamaño de campo, se verifica que el centro del campo de radiación y el centro del campo luminoso coinciden.

Estas verificaciones deben realizarse para todas las energías disponibles, tanto de fotones como electrones y semestralmente deben verificarse a una DFS mayor que la habitual.

En las tablas 33 y 34 se muestran las pruebas, periodicidades y tolerancias relacionadas con los indicadores del campo de radiación.

Prueba (DFS habitual)	**Periodicidad**	**Tolerancia**
Indicador digital del campo	Diario	3 mm
Indicador luminoso del campo	Diario	3 mm
Indicador luminoso – digital del campo	Diario	2 mm

Tabla 33. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas a los indicadores del campo de radiación.

Prueba (DFS mayor a la habitual)	**Periodicidad**	**Tolerancia**
Indicador digital del campo	Semestral	3 mm
Indicador luminoso del campo	Semestral	3 mm
Indicador luminoso – digital del campo	Semestral	2 mm

Tabla 34. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas a los indicadores del campo de radiación.

2.7.14. Indicador luminoso de distancia

- Colocar el brazo a 0º y verificar las distancias del foco a la mesa indicadas con el telémetro (indicador luminoso de la distancia), con la barra rígida indicadora de distancias que se inserta en el colimador. En el caso de no tener esta barra indicadora, utilizar una cinta métrica o una regla externa, tomando como referencia la posición del isocentro, DFI = 100 cm (Tabla 35).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Telémetro en el isocentro	Diario	2 mm
Telémetro a otras distancias	Semestral	5 mm

Tabla 35. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas al indicador de distancia.

2.8. Colimador multilámina (MLC)

Antes de utilizar un MLC clínicamente hay que someterlo a un exhaustivo programa de verificaciones, que cubran los aspectos mecánicos, de radiación y de software del mismo.

2.8.1. Funcionalidad del sistema MLC

La finalidad de esta prueba es asegurar la correcta funcionalidad y repetibilidad del sistema MLC en la definición de los campos prescritos; para ello se hacen comprobaciones periódicas de la exactitud del proceso completo de establecimiento y transferencia de campos conformados con MLC (Tabla 36).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Verificación del proceso	Diaria	Funcional
Diferencia campo definido – campo luminoso	Diaria	≤ 2 mm

Tabla 36. Periodicidad y tolerancia para la verificación de la funcionalidad del sistema MLC.

2.8.2. Correspondencia campo luminoso – campo de radiación

El objetivo de esta prueba es verificar la coincidencia entre el campo de luz y el campo de radiación en campos conformados con MLC, para todas las energías de fotones disponibles (Tabla 37).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Diferencia campo luminoso – campo radiación	Semanal (1 energía/semana)	≤ 1,5 mm

Tabla 37. Periodicidad y tolerancia para la verificación de la coincidencia de campo de luz-radiación del sistema MLC.

2.8.3. Centrado del sistema MLC respecto al eje del colimador

El objetivo de esta prueba es determinar el grado de coincidencia existente entre el centro del sistema MLC y el eje de rotación del cabezal. Para ello se seguirá el mismo procedimiento que el descrito en el apartado 2.6.5., pero en este caso el campo de radiación utilizado para hacer la figura de estrella, está definido por el MLC (Tabla 38).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Radio del círculo descrito	Anual	≤ 1 mm (IMRT ≤ 0,75 mm)
Distancia centro del círculo – indicador	Anual	≤ 1 mm (IMRT ≤ 0,75 mm)

Tabla 38. Periodicidad y tolerancia para la verificación de la coincidencia del centrado del sistema MLC.

2.8.4. Ortogonalidad de los bancos de láminas respecto al colimador

La finalidad de esta prueba es verificar el paralelismo de los bancos de láminas respecto al par de colimadores estándar que se desplazan en su misma dirección, así como la perpendicularidad respecto a los colimadores opuestos. Analizando la proyección del campo luminoso conformado como se muestra en la figura 1 y midiendo las distancias entre las láminas y las mandíbulas es fácil verificar el paralelismo del MLC respecto al colimador (Tabla 39).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Ángulo banco de láminas – colimador	Anual	≤ 0,5º

Tabla 39. Periodicidad y tolerancia del paralelismo del MLC respecto al colimador.

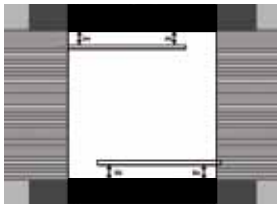

Figura1. Posición de dos láminas respecto a las mandíbulas.

2.8.5. Transmisión de las láminas

La determinación de la transmisión de las láminas de un *MLC* es un parámetro requerido por todos los sistemas de planificación de tratamientos, *SPT*, tanto si el *MLC* sólo se utiliza para la conformación de los campos como si se trata de un *MLC* dinámico.

Distinguimos la transmisión interláminas, intraláminas y entre láminas enfrentadas. Puede realizarse un estudio independiente de cada uno de los casos, pero finalmente el *SPT*, necesita un único factor, por lo que el método más eficaz para la determinación de la transmisión, es utilizar el cociente entre las lecturas de un campo abierto y un campo cerrado por las láminas del *MLC*, medidos con cámara de ionización cilíndrica de 0,6 cm^3, de forma que se incluyan los tres tipos de transmisión.

2.9. Colimador multilámina dinámico (*dMLC*)

Además de las pruebas descritas en el apartado 2.8, en el caso de *MLC* dinámico, que es el sistema más comúnmente utilizado para realizar tratamientos de intensidad modulada, *IMRT*, son necesarias otras pruebas específicas que detallamos a continuación.

2.9.1. Exactitud en la posición de las láminas

El campo utilizado para realizar esta comprobación, conforma un patrón como el que se muestra en la figura 2, denominado *picket-fence*, que visualizaremos en cualquier sistema de imagen (EPID, película,etc.). La valoración de la prueba (Tabla 40), consiste en evaluar visualmente que todas las láminas se colocan en la misma posición. La prueba debe realizarse con el brazo a 0º, 90º, 270º y 180º si trabajamos en la modalidad *sliding window* y en un arco si trabajamos con arcoterapia con intensidad modulada volumétrica (*VMAT*).

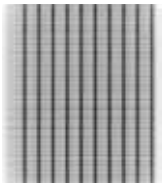

Figura 2. Patrón *Picket-fence* (ICO-SFMPR).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Posición de las láminas	Mensual	≤ 0,5 mm

Tabla 40. Periodicidad y tolerancia de la exactitud en la posición de las láminas de un *dMLC*.

2.9.2. Velocidad de las láminas

En la modalidad *sliding window*, el patrón a estudiar es el que se muestra en la figura 3 con diferentes franjas que corresponden a diferentes velocidades. Se evalúa la uniformidad del perfil de dosis absorbida obtenido en cada una de las franjas (Tabla 41). En el caso de la modalidad $VMAT$, figura 4, el patrón muestra diferentes zonas correspondientes a velocidades diferentes pero donde se ha suministrado la misma dosis absorbida. Se evalúa que la dosis es la misma en todas las franjas (Tabla 41).

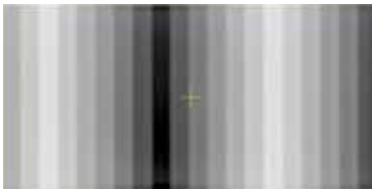

Figura 3. Patrón con franjas que representan una velocidad de lámina diferente en la modalidad *sliding windows*. (ICO-SFMPR).

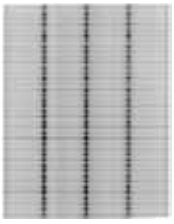

Figura 4. Patrón con franjas que representan una velocidad de lámina diferente en la modalidad $VMAT$. (ICO-SFMPR).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Homogeneidad de los perfiles de dosis absorbida (*sliding window*)	Mensual	≤ 2%
Diferencia de dosis absorbida en las diferentes franjas ($VMAT$)	Mensual	≤ 2%

Tabla 41. Periodicidad y tolerancia de la verificación de la velocidad de las láminas de un $dMLC$.

2.9.3. Variación de la tasa de dosis absorbida y de la velocidad del brazo

En la modalidad *VMAT*, debemos determinar la influencia de la variación tanto de la tasa de dosis absorbida como de la velocidad de giro del brazo. Para ello se propone un patrón con diferentes franjas, figura 5, donde cada una de ellas corresponde a una tasa de dosis absorbida y una velocidad de brazo diferente, pero que dan lugar a la misma dosis absorbida. La comparación de la dosis absorbida en cada franja, permite la evaluación de esta influencia (Tabla 42).

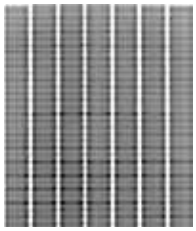

Figura 5. Patrón con diferentes franjas que representan diferentes tasas de dosis absorbida y velocidades de giro del brazo, en la modalidad *VMAT*. Todas las franjas dan lugar a la misma dosis absorbida. (ICO-SFMPR).

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Diferencia de dosis absorbida en las diferentes franjas (*VMAT*)	Mensual	≤ 2%

Tabla 42. Periodicidad y tolerancia de la verificación de la influencia de la variación de la tasa de dosis absorbida y de la velocidad del brazo de un *dMLC* en modalidad *VMAT*.

3. Control de calidad de los equipos electrónicos de imagen portal (EPID)

Independientemente del tipo de sistema que se disponga, fluoroscopia, cámara de ionización líquida o silicio amorfo, los EPID, deben ser sometidos a un programa de control de calidad.

Este programa incluye seguridades (Tabla 43), características mecánicas (Tabla 44), control de la imagen (Tabla 45) y control del software para la manipulación de las imágenes (Tabla 46).

3.1. Pruebas de seguridad

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Detección de colisión	Diaria	Funcional

Tabla 43. Periodicidad y tolerancia para la verificación de la detección de colisión de un EPID.

3.2. Pruebas mecánicas

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Centro del EPID – eje del colimador del acelerador	Mensual	2 mm
Centro del EPID – eje del brazo del acelerador	Semestral	2 mm
Posición del EPID a lo largo de un cierto recorrido	Mensual	2 mm
Perpendicularidad del EPID con el eje del colimador del acelerador	Semestral	1,5º

Tabla 44. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas a las características mecánicas de un EPID.

3.3. Pruebas de calidad de la imagen

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Resolución espacial a alto contraste	Semestral	10%
Contraste – Resolución	Mensual	Visualización de objetos
Uniformidad	Mensual	15%
Ruido	Mensual	20%
Escalas geométricas	Semestral	0,5 mm

Tabla 45. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas a la calidad de la imagen de un EPID.

3.4. Pruebas de software

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Registro y herramientas de medida sobre las imágenes	Semestral	1 mm; 0,5º

Tabla 46. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas al software de un EPID.

4. Control de calidad de la tomografía de haz cónico

En los últimos años se han incorporado en los aceleradores, nuevas tecnologías para la adquisición y gestión de la imagen con la posibilidad de obtener imágenes de tomografía bien a partir del propio haz de megavoltaje del acelerador, bien a partir de un haz de kilovoltaje (un tubo de RX), acoplado al propio acelerador.

La denominación de esta tecnología es "*Cone Beam CT*", tomografía de haz cónico. Las imágenes tomográficas se obtienen a partir de un haz extenso (haz cónico) y un detector "*flat panel*" (detector de silicio amorfo a-Si) enfrentado a la fuente de radiación. El acelerador realiza una vuelta completa en 60 segundos, donde se obtienen entre 500 y 1000 proyecciones. Los algoritmos de reconstrucción permiten la obtención final de imágenes en 3D que podemos manipular y de las que extraemos información.

La posibilidad de hacer una reconstrucción en 3D a partir de los cortes TC obtenidos en el acelerador, nos permite comparar el estudio TC de la planificación con el del tratamiento. De esta manera se pueden evaluar no sólo los errores y discrepancias debidos a la colocación, sino también las posibles variaciones en la anatomía del paciente y los movimientos de los órganos internos. El software que acompaña estas aplicaciones realiza la fusión entre los diferentes conjuntos de imágenes.

El control de calidad consta de unas pruebas mecánicas (Tabla 47), pruebas de control de calidad de la imagen (Tablas 48 y 49) y del software de fusión de las imágenes adquiridas y las imágenes de referencia (Tabla 50).

4.1. Pruebas mecánicas

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Isocentro tubo RX – acelerador	Mensual	2 mm
Verificación posición de los brazos	Mensual	2 mm
Verificación de los desplazamientos en todas las direcciones	Mensual	2 mm

Tabla 47. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas a las características mecánicas de un sistema de RX acoplado al acelerador.

4.2. Pruebas de calidad de imagen

Modo Radiografía

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Resolución bajo contraste	Anual	Visualización de objetos
Resolución espacial a alto contraste	Anual	Visualización de objetos

Tabla 48. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas a la calidad de imagen de un sistema de RX acoplado al acelerador en modo radiografía.

Modo "Cone Beam CT"

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Reproducibilidad nº Hounsfield	Semestral	40 HU
Resolución bajo contraste	Semestral	Visualización de objetos
Resolución alto contraste	Semestral	6 pl/cm
Uniformidad	Semestral	40 HU
Espesor de corte	Semestral	5%

Tabla 49. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativas a la calidad de imagen de un sistema de RX acoplado al acelerador en modo *Cone Beam CT*.

4.3. Pruebas de software

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Fusión de imágenes 2D y 3D	Semestral	1 mm
Desplazamientos de la mesa	Semestral	1 mm

Tabla 50. Pruebas, periodicidades y tolerancia relativa al software.

5. Influencia de los elementos básicos del acelerador en los parámetros dosimétricos

5.1. Cañón de electrones

Variaciones en el cañón de electrones pueden influir en el número de electrones inyectados al acelerador y en la posición de su fuente efectiva. Por ejemplo, si se incrementa la temperatura del filamento aumentará el nº de electrones. Para una tensión dada en la guía de ondas, cada electrón tendrá una cantidad menor de energía disponible y esto dará lugar a un haz de menor energía. Un cambio en la posición de la fuente efectiva de los electrones puede hacer que su trayectoria se desvíe del centro. Consecuentemente se apreciarán cambios en la homogeneidad y la simetría del haz dependiendo del tipo de sistema de desviación del haz .

5.2. Generador de radiofrecuencia (RF)

Cambios en la fuente de radiofrecuencia influyen en la energía absorbida por los electrones y por tanto en la homogeneidad y simetría. El espectro del haz puede variar en función de la edad de la fuente de RF (*magnetron*, *Klystron*, RF *driver*) o cuando se instala una fuente nueva.

5.3. Control del haz

Todos los dispositivos relativos al control del haz (*steering*), intentan confinar el haz de electrones en un haz estrecho contrarrestando la fuerza repulsiva que sufren los electrones entre ellos y además conducir este haz por el centro de la guía. De esta forma el haz entra correctamente alineado con el sistema de desviación del haz y a la salida se dirige al filtro dispersor o al blanco en caso de fotones, en la posición y ángulos correctos.

Errores en estos elementos darán lugar sobre todo a desviaciones en la homogeneidad y simetría de los haces y en algunos casos a la tasa de dosis absorbida.

Hay que decir que estos dispositivos pueden variar su posición debido a algún fallo mecánico, cuando el brazo del acelerador gira. Por tanto, es importante verificar que la forma de los perfiles no varía con la posición del brazo.

5.4. Sistema de desviación del haz

Los sistemas de desviación del haz no están diseñados igual en todos los aceleradores. Algunos están diseñados para que el haz realice una trayectoria de 90º. En estos casos un cambio en la energía causa grandes cambios

en homogeneidad y simetría. Los sistemas de desviación del haz con trayectorias de 270º tienen la ventaja de producir cambios muy pequeños en la posición o en el ángulo del haz cuando varía la energía.

5.5. Cámaras de ionización monitoras

Las cámaras de ionización de los aceleradores son las responsables de controlar la fluencia energética de salida de los haces generados.

Existe un sistema dual de control, es decir hay dos cámaras monitoras que recogen la carga que les llega y cuya lectura debe coincidir en un determinado valor, dependiendo del diseño del acelerador, para que éste permita la irradiación.

Cada una de estas cámaras a su vez, está formada por otras dos cámaras en forma de D, que analizan cada una de ellas una parte del haz y cuyas lecturas dan información de la simetría del haz y por tanto interrumpen la irradiación cuando no coinciden.

Las cámaras de ionización usadas en los aceleradores para monitorizar la dosis absorbida suministrada pueden ser cerradas o abiertas y de paredes gruesas y rígidas o de paredes delgadas y flexibles.

5.5.1. Cámaras de ionización cerradas de paredes gruesas

Estas cámaras no se usan normalmente en un acelerador que produce electrones (aunque en algunos casos las paredes de las cámaras son utilizadas como parte del sistema de filtro dispersor).

Cuando sólo se están controlando haces de fotones, tienen la ventaja de que no se ven afectadas por la temperatura, presión y humedad atmosférica. Sin embargo, se ha dado el caso de que el gas que llena la cámara se ha contaminado con oxígeno, produciéndose una caída en la presión interna y por tanto una reducción en la señal recogida.

5.5.2. Cámaras de ionización abiertas de paredes gruesas

No aportan ninguna ventaja particular.

5.5.3. Cámaras de ionización abiertas de paredes delgadas

Pueden utilizarse tanto en fotones como en electrones. Variaciones en la presión y temperatura exterior afectan a la densidad del gas y por tanto a la señal recogida. Esto significa que deben realizarse las correcciones necesarias para tener en cuenta este efecto.

5.5.4. Cámaras de ionización cerradas de paredes delgadas

No se ven afectadas en principio por las condiciones exteriores, pero la flexibilidad de sus paredes permite variaciones en la densidad del gas de la cámara. Una forma de contrarrestar este efecto es aplicar un exceso de presión al gas interno. Las paredes entonces quedan flexionadas hasta el límite y no se producen cambios en sus dimensiones cuando hay fluctuaciones en la presión atmosférica. El peligro se presenta si se produce una fuga porque la corriente de ionización disminuirá y las mismas unidades de monitor darán lugar a una dosis absorbida mayor, es decir cambiará el coeficiente de calibración.

6. Técnicas especiales

6.1. Radiocirugía estereotáxica

La radiocirugía extereotáxica es una compleja técnica de tratamiento radioterápico que requiere un programa de calidad que abarque todos los pasos que intervienen en el tratamiento, o lo que es lo mismo el control de calidad de los equipos utilizados para la adquisición de datos anatómicos, la delimitación de los volúmenes de interés, las propiedades de los haces de irradiación, la integridad mecánica de los accesorios utilizados y la elaboración de los protocolos clínicos con las dosis absorbidas a suministrar a los volúmenes de planificación y las restricciones de los órganos de riesgo. Como en los casos anteriores nos centraremos sólo en los aspectos del programa puramente físicos.

Independientemente de la unidad de radiación utilizada (acelerador/Gammaknife) y del sistema de colimación de los pequeños campos, colimadores cilíndricos adicionales, conformaciones con MLC o microMLC o con bloques de cerrobend, el estado de referencia inicial de esta técnica constará básicamente de los mismos datos:

- Distribuciones de dosis absorbida en profundidad y en ejes transversales al eje del haz para todos los colimadores adicionales disponibles o para haces pequeños conformados, siguiendo como siempre, los requerimientos del sistema de planificación.
- Factores de campo, determinados como la relación entre el campo dado y un campo de referencia en el que pueda determinarse con exactitud la dosis absorbida de referencia.
- Geometría: determinación del isocentro de radiación con los accesorios incorporados al acelerador (el portacolimadores) y la exactitud de las escalas de la mesa y del brazo.

Las pruebas de geometría deberán realizarse antes de cada tratamiento.

6.2. Irradiación corporal total (*TBI*)

En el caso de la *TBI*, primero debe estudiarse la técnica a realizar en función de las dimensiones de la sala. Generalmente, para obtener las dimensiones de campo deseadas, el brazo del acelerador se coloca a 90º o 270º y el colimador a 45º. La distancia de tratamiento suele estar comprendida entre 350 y 500 cm. A partir de aquí, se podrá diseñar la colocación del paciente, en una camilla o silla cercana a la pared. La zona útil del campo, debe cubrir las dimensiones del paciente. Normalmente se utiliza una energía de fotones baja, RX-6 MV o ^{60}Co.

Las medidas a realizar son:

- Distribuciones de dosis absorbida en profundidad y en las diagonales del haz de radiación. En este caso puede ser más práctico medir directamente la función *TMR* (razón tejido-maniquí).
- Determinación de la dosis absorbida en condiciones *TBI*, con suficiente material dispersor. Se utilizará una cámara de ionización cilíndrica insertada en un maniquí. El factor de saturación de la cámara de ionización varía respecto al factor en condiciones normales: la tasa de dosis absorbida por pulso a las distancias propias de la *TBI* es diferente de la existente a la distancia habitual de 100 cm.
- En esta técnica, suelen utilizarse protecciones para algunos órganos como los pulmones o la glotis y compensadores que consiguen homogeneizar la dosis absorbida que llega a los diferentes órganos del paciente. Hay que realizar medidas de la atenuación que estos accesorios provocan en las condiciones en las que van a ser utilizados.
- Dosimetría "*in vivo*".

6.3. Irradiación superficial total con electrones (*TSEI*)

La irradiación total superficial con electrones es una técnica especial cuyo propósito es irradiar toda la piel del paciente, preservando al máximo el resto de órganos. Por tanto, la elección de un haz de electrones es obvia.

Es necesario un campo grande de unos 80 cm x 200 cm y para ello las distancias habituales suelen ser de 300 a 500 cm y se utiliza la suma de dos campos para cubrir toda la longitud del paciente.

La energía óptima del haz en superficie está situada entre 4 y 7 MeV.

Hay que tener un cuidado especial con la contaminación de fotones producida en el haz de electrones en las condiciones elegidas, ya que puede dar lugar a dosis absorbidas importantes en el paciente.

Como en el caso de la *TBI* hay que escoger la técnica de irradiación. La combinación de grandes haces estacionarios junto con la rotación del paciente, para irradiar lo más homogéneamente posible la piel del mismo, suele ser la técnica más habitual.

Los parámetros básicos dosimétricos, de un gran haz estacionario de electrones a la distancia de tratamiento, que deben medirse son:

- Perfil del campo a la profundidad del máximo.
- Dosis absorbida en profundidad hasta unos 15 cm.
- Dosis absorbida de referencia en el punto de calibración, que será en el centro del haz a la profundidad del máximo.
- Determinación de la contaminación de fotones producida en los haces de electrones en las condiciones *TSEI*.

Una vez realizada la caracterización del haz estacionario utilizado hay que estudiar la distribución obtenida con la suma de los campos que se utilizarán clínicamente.

Un maniquí cilíndrico envuelto en una película radiográfica nos dará la información sobre el perfil de dosis absorbida obtenido con la unión de los campos y también nos permite determinar la dosis absorbida de prescripción que es igual a la dosis absorbida en el punto de calibración por un cierto factor. Este factor puede hallarse como la relación entre la lectura de la película radiográfica en el punto de prescripción para el conjunto de pares de campos utilizado y el de un par único de campos.

6.4. Intensidad modulada

Actualmente es posible realizar tratamientos con intensidad modulada bien en máquinas específicas como las unidades de tomoterapia, bien en un acelerador lineal con *MLC* y software apropiado, donde distinguimos tres modalidades:

- Campos estáticos superpuestos: "*step-and-shoot*".
- *MLC* dinámico: "*sliding window*".
- Arcoterapia con intensidad modulada volumétrica.

En el apartado 2.9 se han detallado las pruebas a las que debe someterse un *MLC* utilizado para tratamientos de *IMRT*.

La mayoría de los sistemas de planificación de *IMRT* permiten transferir los mapas de fluencia obtenidos en una aplicación clínica a un maniquí. A partir de aquí y con la ayuda de los diferentes maniquíes diseñados especialmente para la verificación de la *IMRT*, puede determinarse la diferencia entre la fluencia medida y la calculada por el sistema. Es recomendable que cada tratamiento sea verificado antes de su aplicación clínica.

7. Control de calidad de las unidades de ^{60}Co

Como se especifica en el Anexo del RD, las pruebas relacionadas con la caracterización de la energía, se excluyen del programa de garantía de calidad de una unidad de ^{60}Co. El resto del programa debe aplicarse de igual forma que en los aceleradores.

Algunas de las verificaciones quizás se puedan eliminar del programa, teniendo en cuenta que muchas de las unidades de ^{60}Co son relativamente antiguas y no poseen muchas de las prestaciones que tienen las máquinas nuevas (colimadores asimétricos, MLC, cuñas dinámicas, etc.). Las pruebas específicas de una unidad de ^{60}Co se refieren al temporizador.

7.1. Seguridades de una unidad de ^{60}Co

Diariamente deben verificarse las seguridades de la unidad (Tabla 51):

- Indicador de la posición de la fuente.

  Consola.

  Equipo.

  Puerta.

  Monitor (alarma) de radiación.
- Sistemas de visualización.
- Sistemas de parada de emergencia.
- Sistema de retorno manual de la fuente.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Seguridades	Diaria	Funcional

Tabla 51. Pruebas, periodicidades y tolerancia de las verificaciones de las seguridades de una unidad de ^{60}Co.

7.2. Sistema monitor

7.2.1. Calibración del haz

Además de realizar una calibración de referencia, cuando una fuente nueva se instala, deben realizarse chequeos regulares (Tabla 52), para verificar que todo el mecanismo de salida de la fuente opera correctamente y que no se producen variaciones en otros elementos que están en la trayectoria del haz.

Para medir la dosis absorbida en condiciones de referencia habrá que seguir las recomendaciones del protocolo TRS-398.

También pueden utilizarse equipos de medidas rápidos. Su utilización en las unidades de ^{60}Co puede servir para verificar su correcto funcionamiento.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Constancia de la dosis absorbida de referencia	Mensual	2%

Tabla 52. Periodicidad y tolerancia de la verificación de la constancia de la dosis absorbida de una unidad de ^{60}Co.

7.2.2. Repetibilidad

La repetibilidad de la dosis absorbida en las unidades de ^{60}Co se verifica (Tabla 53), realizando una serie de 10 medidas consecutivas con una cámara de ionización en agua o plástico, a la DFS habitual y a la profundidad de 5 o 10 cm. La repetibilidad es la desviación típica de estas medidas que debe ser inferior al 0,5%.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Repetibilidad	Mensual	0,2%

Tabla 53. Periodicidad y tolerancia de la repetibilidad de la dosis absorbida de una unidad de ^{60}Co.

7.2.3. Dependencia con la orientación del brazo

Como en el caso de los aceleradores se puede medir la variación de la dosis absorbida con la orientación del brazo (Tabla 54), utilizando una cámara de ionización cilíndrica con el capuchón de equilibrio, colocada en el isocentro.

Con esta verificación se pueden detectar posibles desviaciones en la posición de la fuente o fallos en el mecanismo de entrada y salida de la fuente.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Dependencia con el brazo	Mensual	2%

Tabla 54. Periodicidad y tolerancia en la determinación de la dependencia de la dosis absorbida con el brazo, en una unidad de ^{60}Co.

7.2.4. Reproducibilidad del temporizador

Diariamente debe verificarse la reproducibilidad y estabilidad del temporizador de la unidad de tratamiento (Tabla 55). Para esto se puede emplear un cronómetro manual, controlando que 1 min del temporizador corresponda al mismo tiempo del cronómetro.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Reproducibilidad	Mensual	0,2%

Tabla 55. Periodicidad y tolerancia de la verificación de la reproducibilidad del temporizador de una unidad de ^{60}Co.

7.2.5. Determinación del tiempo efectivo

Debido a la entrada y salida de la fuente, el tiempo de irradiación ha de ser corregido por un sumando τ, siendo el tiempo efectivo = tiempo fijado en el temporizador + τ.

Existen dos métodos para determinar el tiempo efectivo.

Método de la irradiación múltiple:

$$\begin{matrix} t_1 \rightarrow M_1 \\ t_n \rightarrow M_n \end{matrix} \quad t_n = nt_1 \quad \tau = \frac{t_1 (M_1 - M_n)}{nM_1 - M_n}$$

Método del ajuste lineal:

$$\begin{matrix} t_1 \rightarrow M_1 \\ t_2 \rightarrow M_2 \\ t_i \rightarrow M_i \end{matrix} \Rightarrow \text{ ajuste a la recta: } M = a \cdot t + b \Rightarrow \tau = \frac{-b}{a}$$

En la tabla 56, se muestra la periodicidad y tolerancia para el tiempo efectivo.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Tiempo efectivo	Semestral	2 s (o 2%)

Tabla 56. Periodicidad y tolerancia para la determinación del tiempo efectivo de una unidad de ^{60}Co.

7.2.6. Linealidad del temporizador

La verificación de la linealidad del temporizador (Tabla 57), es otra prueba más que permite asegurar el correcto funcionamiento de los temporizadores de la unidad.

La representación gráfica de la dosis absorbida en función del tiempo y su ajuste lineal proporciona la linealidad.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Linealidad del temporizador	Semestral	1%

Tabla 57. Periodicidad y tolerancia para la verificación de la linealidad del temporizador de una unidad de ^{60}Co.

8. Control de calidad del simulador

Un simulador es un equipo de RX utilizado no como herramienta de diagnóstico sino como una herramienta de planificación, que proporciona una información precisa del paciente y de los campos de radiación que posteriormente se usarán en el tratamiento de radioterapia.

El control de calidad de estos equipos por tanto, se divide en dos categorías: por un lado el funcionamiento mecánico y por otro, todas las pruebas relativas a la calidad de la imagen y a la dosis absorbida que recibe el paciente. Esta segunda parte está englobada en el control de calidad de los equipos de radiodiagnóstico y por tanto nos centraremos en las verificaciones incluidas en la primera categoría.

Como un error en el simulador puede transmitirse a las unidades de tratamiento, es esencial que el funcionamiento mecánico del mismo, sea tan bueno o incluso mejor que el de las propias unidades de tratamiento.

Las pruebas a realizar y las tolerancias, son las mismas que las especificadas para los aceleradores, relativas al funcionamiento mecánico, la geometría y los indicadores.

9. Control de calidad de un tomógrafo computarizado (*TC*)

Como en el caso anterior, para los equipos *TC* se comentarán las pruebas que deben hacerse desde el punto de vista de un equipo dedicado a radioterapia.

Se presenta a continuación un breve comentario de cada una de las pruebas así como una tabla resumen con recomendaciones de periodicidades y tolerancias (Tabla 58).

9.1. Uniformidad de los números *CT* (N_{CT}) en un medio uniforme

El N_{CT} de un material, es la magnitud utilizada para representar (en la imagen), la atenuación media de un elemento de volumen. Se expresa en unidades *Hounsfield* (HU) mediante la expresión:

$$N_{CT} = \frac{\mu_{medo} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \cdot 1000 \quad (1)$$

Con esta definición el N_{CT} del agua vale 0 HU y el del aire –1000 HU.

La uniformidad es la constancia en los valores del N_{CT} en todo el campo de imagen de un material homogéneo, definida como la diferencia máxima entre los valores de la periferia y el valor central.

9.2. Exactitud de las escalas

En esta prueba se verifica la ausencia de distorsión geométrica en la imagen reconstruida. Para ello es necesario utilizar un maniquí que contenga marcas radiopacas regularmente espaciadas en las dos direcciones.

9.3. Registro derecha-izquierda

Un error en la orientación del paciente, puede ser debido a un error por parte del operador que manipula el equipo o un error propio de software.

Dado que la orientación del paciente es básica en la planificación del tratamiento radioterápico, deberán realizarse pruebas sobre el registro derecha-izquierda, para todas las orientaciones posibles: supino, prono, cabeza del paciente hacia el cabezal (gantry) del *TC*, pies hacia el cabezal y todas las combinaciones posibles.

9.4. Alineación de indicadores luminosos externos e internos

Los equipos de TC disponen de centradores luminosos internos y los dedicados a radioterapia, suelen tener también en la sala, unos centradores láseres externos. La posición del eje longitudinal (láser cenital) y la altura (láseres laterales), deben coincidir con la posición (0,0) de la imagen reconstruida. Además, el haz luminoso debe coincidir con el haz de irradiación.

9.5. Desplazamientos de la mesa. Registro de la posición

Se ha de verificar que el desplazamiento que muestra el indicador del cabezal del TC corresponde con la distancia real recorrida.

Por otro lado debe verificarse que cuando se programan una serie de cortes a partir de un topograma, éstos se realizan en las posiciones programadas.

9.6. Horizontalidad de la mesa

Del mismo modo que cualquier mesa de una unidad de tratamiento de radioterapia, debe verificarse su horizontalidad tanto transversalmente como longitudinalmente.

9.7. Ángulo del brazo y de la mesa

Debe verificarse que el indicador digital del ángulo del cabezal y de la mesa (si tiene la posibilidad de giro) indican el ángulo correcto.

9.8. Conversión de los números CT a densidades electrónicas

Una de las pruebas específicas para los TC usados en radioterapia es la obtención de la curva de ajuste de los números CT en función de la densidad electrónica relativa al agua de distintos materiales (Figura 6).

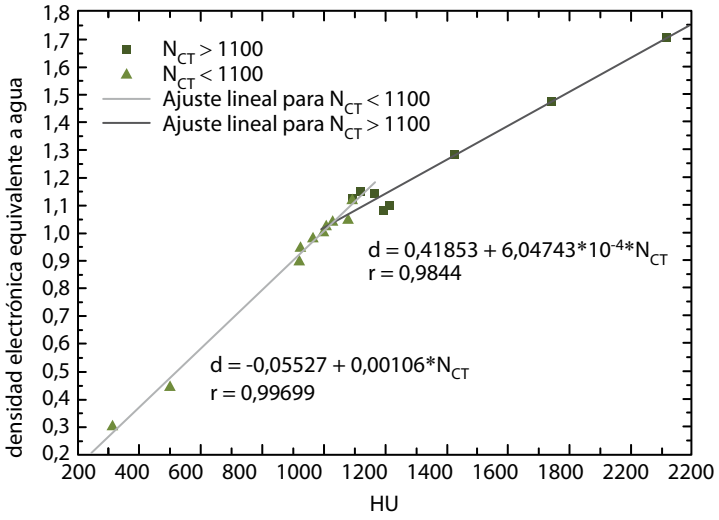

Figura 6. Curva de ajuste de los números CT en función de la densidad electrónica (Datos de ICO-SFMPR).

La curva de ajuste es importante ya que los sistemas de planificación utilizan la información sobre densidades electrónicas para realizar las correcciones de heterogeneidad para el cálculo de las distribuciones de dosis absorbida. El ajuste de los resultados experimentales depende de las opciones que proporcione el sistema de planificación utilizado.

Prueba	**Periodicidad**	**Tolerancia**
Uniformidad de los número CT	PA, S, R	± 5 UH
Exactitud de las escalas	PA, S, R	± 2 mm
Registro derecha-izquierda	PA, A, R	Coincidencia
Alineación indicadores luminosos-plano de corte	PA, M, R	± 2 mm
Desplazamientos de la mesa. Registro de la posición	PA, A, R	± 2 mm
Ángulo del cabezal y de la mesa	PA, A, R	± 1º
Conversión de los números CT a densidades electrónicas	PA, A, R	± 1%
PA: pruebas de aceptación A: anual M: mensual	S: semestral	R: reparación

Tabla 58. Pruebas, periodicidades y tolerancias relativas a los TC.

10. Bibliografía

[1] AAPM (1983). *Task Group 21*: *A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams*. Med. Phys. 10, 741.

[2] AAPM (1991). Task Group 25: *Clinical electron beam dosimetry*. Med. Phys. 18, 73.

[3] AAPM (1993). *Specification and acceptance testing of computed tomography scanners*. AAPM Report nº 39.

[4] AAPM (1994). Task Group 39: *The calibration and use of plane-parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams*: *An extension of 1983 protocol*. Med. Phys. 21, 1251.

[5] AAPM (1994). Task Group 40: *Comprehensive QA for radiation oncology*. Med. Phys. 21, 581.

[6] AAPM (1994). Task Group 45: *Code of practice for radiotherapy accelerators*. Med. Phys. 21, 1093.

[7] AAPM (1998). Task Group 53: *Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*. Med. Phys. 25, 1773.

[8] AAPM (1999). Task Group 51: *Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*. Med. Phys. 26, 1847.

[9] AAPM (2001). Task Group 58 : *Clinical use of electronic portal imaging*. Med. Phys. Vol. 28, nº 5, 712.

[10] COMITÉ CONSULTATIF POUR LES ÉTALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I). (1988). *Report to Comite International des Poids et Mesures, 9th Meeting* CCEMRI(I). Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres.

[11] GOCO. GRUP ONCOLOGIC CATALÀ-OCCITÀ. *Protocolo de Control de Calidad de Equipos de TC para Radioterapia* (http://www.grupgoco.org)

[12] IAEA (1987). International Atomic Energy Agency. *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams*: *An International Code of Practice*. Technical Report Series nº 277. Vienna.

[13] IAEA (1997). International Atomic Energy Agency. *The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photons Beams*: *An International Code of Practice*. Technical Report Series nº 381. Vienna.

[14] IAEA (2000). International Atomic Energy Agency. *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Technical Report Series nº 398. IAEA, Vienna.

[15] IAEA (2000). International Atomic Energy Agency. *Review of data and methods recommended in the international code of practice for dosimetry IAEA Technical Report series TRS-381, The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photons Beams*. IAEA-TECDOC–1173, IAEA Vienna.

[16] IAEA (2000). International Atomic Energy Agency. *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia*: *Protocolo de control de calidad*. IAEA-TECDOC–1151, IAEA Vienna.

[17] IAEA (2005). International Atomic Energy Agency. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. E.B. Podgorsak Technical Editor.

[18] ICRU (1993). International Commission on Radiation Units and Measurements. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. Report 50, ICRU, Bethesda, MD.

[19] ICRU (1999). International Commission on Radiation Units and Measurements. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy* (Suplement to ICRU Report 50). Report 62, ICRU, Bethesda, MD.

[20] IEC (1989). International Electrotechnical Commission. *Medical electron accelerators. Functional performance characteristics*. Technical Report 60976, IEC Geneva.

[21] IEC (1989). International Electrotechnical Commission. *Medical electron accelerators in the range* 1 *MeV to* 50 *MeV. Guidelines for functional performance characteristics*. Technical Report 60977, IEC Geneva.

[22] IMPACT. (2001). CT *Scanner Acceptance Testing*. ImPACT information Leaflet 1.

[23] IPEMB (1996). Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology. *Working Party. The IPEMB code of practice for electron dosimetry for radiotherapy beams of initial energy from 2 to 50 MeV based on an air kerma calibration*. Phys. Med. Biol. 41, 2557.

[24] IPSM (1990). Institute of Physical Sciencies in Medicine. *Code of Practice for high energy photons therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service*, Phys. Med. Biol. 35, 1355-1360.

[25] JOHANSSON, K.A., MATTSSON, L.O., LINDBORG, L., SVENSSON, H. (1978). *Absorbed-dose determination with ionization chambers in electron and photon beams having energies between* 1 *and* 50 *MeV* (IAEA-SM-222/35). National and International Standardization of Radiation Dosimetry (Proc. Symp. Atlantta, 1977), Vol. 2, IAEA, Vienna, 243.

[26] KHAN FAIZ M. (2003). *The Physics of Radiation Therapy. Third Edition*. Lippincott Williams and Wilkins.

[27] KOSUNEN A., ROGERS D.W.O. (1993). *Beam quality specification for photon beam dosimetry*. Med. Phys. 20, 1181-1188.

[28] LIZUAIN M.C. (1999). *Aceleradores de Partículas*. Colección de Informes Técnicos. CSN. Consejo de Seguridad Nuclear.

[29] MAYLES W.P.M., LAKE R., McKENZIE A., MACAULAY E.M., MORGAN H.M., JORDAN T.J., POWLEY S.K. (1999). *Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy. The Institute of Physics and Engineering in Medicine*. York, England.

[30] NACP (1980). Nordic Association of Clinical Physics. *Procedures in external radiation therapy dosimetry with electrons and photon beams with maximum energies between* 1 *and* 50 *MeV*. Acta Radiol. Oncol. 19, 55.

[31] NCS (1986). Nederlandse Commissievoor Stranlingsdosimetrie. *Code of practice for the dosimetry of high-energy photons beams*, Report NCS-2, Delft: NCS.

[32] REAL DECRETO 1566/1998 BOE 28/08/1998. *Establecimiento de los Criterios de Calidad en Radioterapia*.

[33] SEFM (1984). Sociedad Española de Física Médica. *Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre* 1 *MeV y* 50 *MeV en radioterapia de haces externos*. SEFM 84-1, SEFM, Madrid.

[34] SEFM (1987). Suplemento al documento SEFM nº 1. SEFM 87-2, SEFM, Madrid.

[35] SEFM (1996). *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. SEFM-SEPR (revisión 1, 2003).

[36] THOMAS S.J. (1999). *Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning*. The British Journal of Radiology, 72, 781-786.

[37] VAN DYCK J., MAH K. (1993). *Radiotherapy Physics in Practice. Simulators and CT Scanners*. Oxford University Press.

Tema 7:
Garantía de calidad en radioterapia

Cristina Picón Olmos

Garantía de calidad en radioterapia

Cristina Picón Olmos
Servicio de Física Médica y Protección Radiológica (SFMPR)
Institut Català d'Oncologia (ICO)
picon@iconcologia.net

1. Introducción

El 17 de Julio de 1998 fue aprobado en el Consejo de Ministros el Real Decreto 1566/1998 por el que se establecían los criterios de calidad en radioterapia. El Real Decreto entró en vigor al día siguiente de su publicación en el Boletín Oficial de Estado, el 29 de Agosto de 1998, y es, desde entonces, una norma básica sanitaria, de obligado cumplimiento para todas aquellas instalaciones sanitarias en que se utilicen radiaciones ionizantes con fines terapéuticos.

La calidad técnica de un tratamiento de radioterapia está íntimamente ligada a factores que pueden clasificarse como: clínicos, físicos, y técnicos relacionados con la aplicación práctica del tratamiento, siendo importante que estos factores se tengan en cuenta de una manera combinada. Esto significa que numerosas acciones de los oncólogos radioterápicos, los físicos médicos y los técnicos en radioterapia deben realizarse de forma conjunta y que el nivel de conocimientos y preparación de cada uno de ellos afectará significativamente la calidad del tratamiento.

El objetivo primordial del Programa de Garantía de Calidad (PGC) en radioterapia es implantar las normas y criterios de calidad para asegurar la optimización del tratamiento de radioterapia y la protección radiológica del paciente, de forma que se pueda:

- Implantar las normas y los criterios de calidad en radioterapia y la metodología de cuantificación y control.
- Minimizar los errores en la planificación del tratamiento y en las dosis absorbidas administradas.
- Medir y evaluar las tasas de remisión, recidiva y toxicidad de los tratamientos.
- Permitir la comparación de resultados entre diferentes centros nacionales e internacionales.

El primer paso para asegurar la calidad en un tratamiento radioterápico es elaborar un PGC, considerando de forma global el tratamiento, como una secuencia de actuaciones a realizar para la aplicación del mismo, en la que se pueden distinguir aspectos físicos y aspectos clínicos.

Estas actuaciones están relacionadas con las etapas clínicas definidas en el Real Decreto. Cada una de ellas tiene asignada unos mecanismos de control, que constituyen el primer nivel de control de calidad y unos indicadores que representan el segundo nivel de control de calidad.

Las sucesivas etapas clínicas conforman el tratamiento radioterápico, del que se prevén unos resultados. Estos resultados deben ser analizados y valorados mediante un sistema previamente descrito, constituyendo el tercer nivel de control de calidad.

1.1. Necesidad de garantizar la calidad en radioterapia

Existe una cantidad considerable de evidencias clínicas que indican que un alto grado de exactitud en la dosis absorbida suministrada al paciente es esencial para una correcta aplicación del tratamiento radioterápico.

Esto se aplica no sólo a la exactitud geométrica, que implicaría los aspectos clínicos de obtención de datos anatómicos, delimitación de los volúmenes y reproducibilidad en la posición durante los días de tratamiento, sino también a la exactitud en la dosis absorbida suministrada.

Las curvas de dosis absorbida-respuesta de control tumoral y de complicaciones en tejidos normales, ilustran que una pequeña variación en la dosis absorbida puede tener una influencia considerable en la probabilidad de control tumoral y en las complicaciones de los tejidos normales.

A partir de la observación clínica hay una buena evidencia de que una diferencia en la dosis absorbida en el PTV (volumen de planificación de tratamiento) del 10% puede detectarse en algunos tumores y que una diferencia en la dosis absorbida del 7% puede observarse en las reacciones de los tejidos sanos.

Siguiendo estas evidencias, algunos valores recomendados en la bibliografía sobre la incertidumbre con la que debe impartirse la dosis en un tratamiento, son:

- 3% en la dosis absorbida suministrada en el punto especificado.
- 5% en la dosis absorbida en todos los puntos del PTV.
- 4 mm en la posición de los bordes de los campos.

Todos estos valores se refieren a una desviación típica y son generales para la práctica clínica rutinaria. Por todo esto, es evidente que el control de los parámetros geométricos y dosimétricos de las unidades de radiación es de vital importancia.

Uno de los aspectos de mayor relevancia cuando se establece el programa de control de calidad a las unidades de radiación, es la especificación de las tolerancias de cada uno de los parámetros que van a medirse. Esto va a permitir establecer unos criterios claros para comparar las medidas realizadas en las verificaciones y decidir que acción debe tomarse, si fuera necesario.

Las tolerancias de cada parámetro deben tener en cuenta las especificaciones de la empresa fabricante y las normas concernientes a dicho parámetro.

A partir de las tolerancias deben definirse los niveles de acción a partir del cual una máquina o una prestación de la misma, queda anulada o restringida.

1.2. Programa de Garantía de Calidad

Cada institución debe tener medios para garantizar que la calidad del servicio de radioterapia que ofrece se mantiene dentro de los límites admitidos internacionalmente y que dispone de los mecanismos necesarios para corregir desviaciones que puedan perjudicar al paciente.

La responsabilidad para el desarrollo de un PGC en radioterapia descansa en la propia institución y los jefes de servicio médicos y físicos y los profesionales en las distintas áreas, comparten las responsabilidades de su ejecución.

La institución debe desarrollar un programa escrito de su sistema de garantía de calidad en radioterapia.

La dirección de la institución oncológica debe proveer los medios suficientes, tanto estructurales como materiales, para llevar a cabo el PGC.

El director o gerente del centro es el responsable de constituir un Comité de Garantía de Calidad y presidirlo.

En el Comité de Garantía de Calidad, además del director del centro, deben participar como mínimo el jefe o responsable de oncología radioterápica y el jefe o responsable de radiofísica. Es conveniente que estén representadas todas las áreas profesionales y por tanto que haya técnicos en radioterapia.

Los elementos sobre los que se basa un PGC son:

- Política de Calidad: líneas básicas de actuación establecidas por la dirección del centro, que todo el personal de la organización debe conocer y seguir.
- Procedimientos directores: describen un cierto proceso y deben definir toda la cadena de responsabilidades.
- Instrucciones: descripción de cómo realizar un procedimiento.
- Formularios y registros.

2. Requisitos mínimos en radioterapia

Hay un conjunto de requisitos mínimos que toda institución oncológica debe satisfacer para alcanzar un nivel aceptable de calidad.

2.1. Personal

Toda institución oncológica debe contar con profesionales en los campos de la Oncología radioterapéutica, Radiofísica y Técnicas de radioterapia.

El número de profesionales en cada área dependerá de la actividad de cada centro y del tipo de tratamientos. Existen numerosas recomendaciones nacionales e internacionales donde se explicitan estos números.

Es necesario también, que exista un proceso de actualización y formación continuada para todos los profesionales que revertirá en la mejora continua de nuestro sistema de calidad.

2.2. Equipamiento

Hay una serie de elementos que resultan necesarios, de manera ineludible, en cualquier institución:

- Unidades de tratamiento adecuadas para el tipo de tratamientos ofrecidos por la institución, con un programa eficiente de mantenimiento y reparación.
- Sistema de localización y simulación.
- Sistema de planificación de tratamientos.
- Sistemas de colocación, alineamiento, inmovilización y protección del paciente.
- Equipos de medida para la realización del estado de referencia inicial y los controles de calidad.

3. Responsabilidades

3.1. Titular del centro sanitario

De acuerdo con el artículo 3.2 del RD 1566/1998, de 17 de julio, el titular del centro sanitario está obligado a:

- Implantar el Programa de Garantía de Calidad y crear una Comisión de Garantía y Control de calidad en radioterapia, para su desarrollo y ejecución.
- Remitir un ejemplar del Programa de Garantía de Calidad a la autoridad competente (también sus modificaciones).
- Garantizar la corrección o la retirada del servicio de los equipos que no cumplan los criterios definidos en el programa de control de calidad.
- Nombrar a los responsables de la unidad asistencial de radioterapia y de la unidad de Radiofísica hospitalaria.

3.2. Radiofísico

- Pruebas de aceptación del equipamiento

El responsable de la unidad de Radiofísica hospitalaria, emitirá un informe con los resultados de la prueba de aceptación de los equipamientos (equipos de irradiación, de localización y de simulación, los sistemas de cálculo dosimétrico y los equipos de medida). Este informe se remitirá al responsable de la unidad asistencial de radioterapia.

- Control de calidad del equipamiento

El responsable de la unidad de Radiofísica hospitalaria emitirá un informe escrito sobre el estado de los equipos de irradiación y de los sistemas de planificación y cálculo, y sobre los resultados del control de calidad, que remitirá al responsable de la unidad asistencial de radioterapia.

- Anomalías y restricciones

Cualquier anomalía de funcionamiento o sospecha de la misma en los equipos de tratamiento, o cualquier reacción no esperada en los pacientes tratados, serán puestas, de forma inmediata, en conocimiento del responsable de la unidad asistencial de radioterapia y del especialista en Radiofísica hospitalaria.

El especialista en Radiofísica hospitalaria, ante una de estas situaciones o en el caso de anomalías en los controles periódicos, decidirá si se debe suspender el funcionamiento del equipo afectado, o propondrá al responsable de la unidad asistencial de radioterapia en que casos y bajo que condiciones se puede seguir utilizando.

- Reparaciones y modificaciones.

Los informes de las reparaciones o modificaciones efectuadas y los resultados de los controles subsiguientes demostrativos de la corrección realizada quedarán bajo la custodia del responsable de la unidad de Radiofísica Hospitalaria, que informará al responsable de la unidad asistencial de radioterapia, siendo éste el que autorice la reanudación de los tratamientos con indicación escrita de las posibles restricciones, si las hubiera.

- Establecimiento de procedimientos para los cálculos dosimétricos.

El radiofísico es el responsable de los datos de los haces y fuentes para uso clínico introducidos en los sistemas de planificación de tratamiento y de los procedimientos para el cálculo de dosis absorbida y su verificación.

- Supervisión, evaluación y optimización de la planificación del tratamiento.
- El radiofísico es el responsable de los cálculos de dosis absorbida y de las distribuciones de dosis absorbida para cada paciente.

3.3. Oncólogo radioterápico

- Evaluación inicial del paciente.
- Establecimiento del plan de tratamiento. Prescripción de la dosis absorbida.
- Aplicación del tratamiento.
- Evaluación del paciente durante el tratamiento.
- Informe resumen del tratamiento.
- Evaluación del seguimiento después del tratamiento.

4. Aspectos clínicos del programa de garantía de calidad

Las fuentes de error pueden llegar de deficiencias en la localización del tumor, la prescripción del tratamiento, la inmovilización del paciente, la calibración de las fuentes y unidades de irradiación, el cálculo de la dosis absorbida así como problemas en los equipos.

Un PGC cubre un amplio rango de áreas envolviendo a diferentes disciplinas y a la dirección del centro. La coordinación entre físicos, dosimetristas, ingenieros, oncólogos radioterapeutas, técnicos y la dirección es por tanto, básica.

Los aspectos clínicos del programa de garantía de calidad deben basarse en una política de tratamiento, que definirá las líneas básicas de los tratamientos y quedará reflejada en los protocolos clínicos.

Todas las etapas del tratamiento, desde la adquisición de datos anatómicos hasta el informe final de tratamiento y los seguimientos posteriores al mismo, deberán someterse a un programa de control de calidad.

5. Aspectos físicos del programa de garantía de calidad

El objetivo del programa físico de garantía de calidad es evaluar las características de los equipos y los cálculos dosimétricos, ya que influyen en la exactitud geométrica y dosimétrica de las dosis absorbidas administradas. Tenemos 3 grandes áreas como fuentes de "inexactitud":

- Dosimetría física: estado de referencia inicial y controles periódicos de unidades de irradiación, equipos de medida y sistemas de planificación de tratamientos.
- Planificación del tratamiento.
- Tratamiento.

Cualquier programa se basará en la aceptación inicial y la determinación de unos valores de referencia. Después hay que aplicar un programa de control de calidad para asegurar que no hay desviaciones importantes de esos parámetros.

5.1. Programa de control de calidad

Como se ha dicho antes, el programa de control de calidad debe existir tanto para las unidades productoras de radiación como para los instrumentos de medida y los sistemas de planificación de tratamientos y abarcan tanto el área de radioterapia externa como de la braquiterapia.

5.1.1. Especificaciones de compra

El radiofísico es el responsable de realizar las especificaciones técnicas de compra de un equipo productor de radiación, un instrumento de medida y un sistema de planificación de tratamientos, estas especificaciones se preparan siguiendo criterios de idoneidad, funcionalidad y seguridad.

5.1.2. Pruebas de aceptación

La empresa proveedora del equipo debe realizar las pruebas de aceptación siguiendo protocolos propios en presencia de un radiofísico, con el fin de verificar que el equipo cumple con las especificaciones de compra.

La empresa cumplimenta un formulario propio donde quedan reflejadas las pruebas realizadas y los resultados de las mismas. Este documento es firmado por el representante de la empresa y por un radiofísico.

El Jefe del Servicio o el responsable de la Unidad de Física decide, en función de los resultados de este informe, si se acepta o no el equipo de radiación.

En el caso de que el equipo no fuera aceptado, la empresa proveedora deberá reemplazarlo o repararlo para que sea sometido a las pruebas de aceptación una vez más.

En el caso de que el equipo sea aceptado se comunicará esta decisión a la Dirección del centro.

5.1.3. Estado de referencia

Después de la adquisición y aceptación del equipo, un radiofísico debe dirigir la realización de una serie de pruebas exhaustivas complementarias a las anteriormente citadas para establecer el estado de referencia inicial del equipo.

Se entiende por estado de referencia inicial la determinación de un conjunto de parámetros que, teniendo en cuenta unas tolerancias específicas, permitirán comprobar periódicamente la estabilidad del equipo a lo largo de su vida útil o hasta que se establezca un nuevo estado de referencia con el que se compararán los controles periódicos sucesivos.

El estado de referencia inicial de cada equipo debe quedar debidamente registrado, para proceder periódicamente, a las comparaciones necesarias.

5.1.4. Control de calidad periódico

El radiofísico es el responsable de comprobar la estabilidad de las unidades de irradiación a lo largo de su vida útil. Para ello, debe realizar una serie de pruebas con una cierta periodicidad que permitan evaluar los parámetros que se recogen en el estado de referencia. Estas pruebas, periodicidades, tolerancias y niveles de acción asociados, deben estar incluidos en los protocolos de control de calidad realizados por los Servicios o Unidades de Física. Están basados en protocolos nacionales e internacionales y cumplen los requisitos mínimos que aparecen en el Real Decreto 1566/1998.

Todos los parámetros evaluados durante el control de calidad periódico deben quedar registrados. Si los valores de estos parámetros difieren de los del estado de referencia superando los niveles de acción, se considerará que se ha detectado una anomalía. En este caso, el radiofísico informará al Servicio Técnico de la empresa proveedora y suspenderá temporalmente el uso del equipo.

Si la empresa proveedora solventa el problema, el equipo volverá a poder ser utilizado para uso clínico. La copia del parte de reparación debe quedar archivada bajo la responsabilidad del radiofísico.

En el caso, que no sea posible resolver el problema, el radiofísico decidirá si:

- Se suspende de forma definitiva el uso del equipo afectado o bien,
- Se restringe su uso bajo ciertas condiciones.

En todo caso, deberán indicarse las restricciones de uso o la suspensión mediante una señalización inequívoca (etiqueta adhesiva en una zona visible del propio equipo). Por último se comunicarán dichas restricciones o de la suspensión definitiva a la Dirección del centro.

5.1.5. Niveles de acción

En caso de superarse el nivel de acción en alguna de las pruebas realizadas, es imprescindible que la actuación que debe llevarse a cabo, esté claramente definida.

Recordemos que para cada parámetro que se determina en dosimetría física existe un **intervalo de tolerancia** que está dado en el Real Decreto 1566/1998. El nivel de acción tiene en cuenta la tolerancia más la incertidumbre del equipo con que se realiza la prueba.

5.1.6. Personal técnico experto en radiofísica

La figura del Técnico Superior en Radioterapia va imponiéndose cada día más, como personal de soporte en los Servicios o Unidades de Radiofísica hospitalaria.

Inicialmente su cometido se centraba en la realización de dosimetrías clínicas, pero cada vez más, van introduciéndose en los programas de control de calidad de las unidades de radiación. Esto representa una gran ventaja para los radiofísicos, ya que el personal técnico puede realizar la mayoría de los controles rutinarios a las unidades, liberando a los radiofísicos de esta tarea y permitiéndoles ejercer una labor más de supervisión y de puesta en marcha de nuevas técnicas.

La elaboración de instrucciones muy detalladas con la descripción de los pasos a seguir para realizar las pruebas, es de vital importancia, cuando éstas son realizadas por técnicos.

Así mismo, los formularios de recogida de datos y los registros de los resultados, deben ser sencillos, inequívocos y las tolerancias y niveles de acción deben quedar perfectamente reflejados.

También debe existir un protocolo de actuación, para aplicar en caso de superarse los niveles de acción especificados.

5.2. Control de calidad de la planificación del tratamiento

El radiofísico es el responsable de los datos del informe dosimétrico, por tanto, es importante tener un programa de control de calidad en este proceso. Los parámetros básicos a controlar son:

- Coincidencia entre las dosis absorbidas y distribuciones de dosis absorbidas, prescritas y calculadas.
- Parámetros de tratamiento: tiempo o unidades de monitor.

5.3. Uso de la dosimetría "*in vivo*" en el control de calidad del tratamiento

La dosimetría "*in vivo*" puede usarse para identificar desviaciones grandes en la administración del tratamiento al igual que para verificar y documentar la dosis absorbida en estructuras críticas.

Los sistemas de dosimetría "*in vivo*" pueden tener grandes incertidumbres que deben ser estudiadas antes de poner en marcha de forma rutinaria este sistema.

6. Programa de mantenimiento

Las unidades de radiación son sometidas a revisiones periódicas por parte de la empresa fabricante.

Después de estas intervenciones, los radiofísicos deben verificar que los parámetros geométricos y dosimétricos de las unidades, siguen dentro de las tolerancias establecidas. Esto implica, establecer un programa de revisiones anuales, pactado tanto con la empresa fabricante como con el Servicio de Física y el Servicio de Oncología Radioterápica, de tal forma que se optimice el tiempo utilizado para este mantenimiento.

Por otro lado, es importante disponer de protocolos de actuación frente a las posibles averías que sufren las unidades. En estos protocolos, tiene que quedar bien reflejada la cadena de actuaciones y las responsabilidades de las personas implicadas.

7. Control de documentos y registros

En todo programa de garantía de calidad es imprescindible controlar toda la documentación y los registros relativos al mismo.

Los documentos pueden ser:

- Externos: legislación vigente, protocolos y recomendaciones nacionales e internacionales, certificados de calibración externa, etc.
- Internos: procedimientos generales, instrucciones, etc.

Debe asignarse un responsable que controle las nuevas versiones de la documentación externa, que canalice las modificaciones que se realicen en los documentos propios y que tenga localizadas todas las copias distribuidas. De esta manera podrá asegurarse que los documentos que se utilizan son los más actualizados y por tanto los correctos.

Los registros derivados de los controles de calidad periódicos realizados, tanto a las unidades de irradiación como a los equipos de medida y los sistemas de planificación de tratamientos, son de gran relevancia. Permiten realizar el seguimiento del estado de los máquinas y la evolución de los parámetros estudiados.

Por tanto, debe existir un responsable que los mantenga actualizados, que garantice el archivo de los mismos durante el tiempo requerido por la legislación vigente y comunique al resto del personal cualquier modificación.

8. Investigación de exposiciones accidentales

Un PGC debe tener procedimientos preestablecidos para investigar posibles tratamientos significativamente incorrectos.

Administrar un tratamiento a un paciente equivocado, irradiar con un radionucleido erróneo o una diferencia significativa entre la dosis absorbida prescrita y la administrada, constituyen ejemplos de casos que deben ser investigados. También los fallos en el funcionamiento de una unidad de irradiación o un cálculo erróneo, son casos de estudio.

En el caso de la legislación española, debe informarse a la Comisión de Garantía de Calidad, que será la encargada de llevar a cabo la investigación del accidente. En este estudio debería constar:

- Estimación de la dosis absorbida recibida por el paciente.
- Búsqueda de acciones correctivas para prevenir este tipo de error.
- Método de implementación de las acciones correctivas.
- Informe del accidente.

9. Auditorías de calidad

Una auditoría de calidad es una evaluación independiente que determina que una parte o la totalidad de un programa de garantía de calidad está funcionando de manera aceptable.

Idealmente las auditorías revisan todo el proceso de forma global. Pueden realizarse por personal de la institución (auditorías internas) o por auditores externos.

Un ejemplo de auditoría limitado a una pequeña área del proceso radioterápico, son las medidas que permiten verificar los datos utilizados en la determinación de dosis absorbida a pacientes. Esta auditoría puede ser realizada utilizando diferentes mecanismos: intercomparaciones postales, con cámaras de ionización, visitas a centros de radioterapia, etc.

10. Bibliografía

[1] AAPM (1983). American Association of Physicists in Medicine. Task Group 21: *A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams*. Med. Phys. 10, 741.

[2] AAPM (1991). American Association of Physicists in Medicine. Task Group 25: *Clinical electron beam dosimetry*. Med. Phys. 18, 73.

[3] AAPM (1994). American Association of Physicists in Medicine. Task Group 39: *The calibration and use of plane-parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams*: *An extension of 1983 protocol*. Med. Phys. 21, 1251.

[4] AAPM (1994). American Association of Physicists in Medicine. Task Group 40: *Comprehensive QA for radiation oncology*. Med. Phys. 21, 581.

[5] AAPM (1994). American Association of Physicists in Medicine. Task Group 45: *Code of practice for radiotherapy accelerators*. Med. Phys. 21, 1093.

[6] AAPM (1999). American Association of Physicists in Medicine. Task Group 51: *Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*. Med. Phys. 26, 1847.

[7] AAPM (1998). American Association of Physicists in Medicine. Task Group 53: *Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*. Med. Phys. 25, 1773.

[8] IAEA (2000). International Atomic Energy Agency. Safety Reports Series Nº 17. *Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy*. Vienna.

[9] IAEA (2008). International Atomic Energy Agency. *Setting up a QA programme, Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects*. Vienna.

[10] IAEA (2000). International Atomic Energy Agency. Tecdoc 1151. *Aspectos Físicos de la garantía de Calidad en radioterapia*: *Protocolo de Control de Calidad*. Vienna.

[11] IAEA (2008). International Atomic Energy Agency. Tecdoc 1583. *Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques*. Vienna.

[12] ICRU (1999). Report 62. Internacional Commission on Radiation Units and Measurements. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy* (*Suplement to ICRU Report 50*), Bethesda, MD.

[13] MAYLES W.P.M., LAKE R., McKENZIE A., MACAULAY E.M., MORGAN H.M., JORDAN T.J., POWLEY S.K. (1999). *Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy. The Institute of Physics and Engineering in Medicine*. York, England.

[14] REAL DECRETO 1566/1998 BOE 28/08/1998. *Establecimiento de los Criterios de Calidad en Radioterapia*.

[15] UNE-EN-ISO 9001 (2008). *Sistemas de gestión de la calidad. Requisitos*.

Fundamentos
de Física Médica

Volumen 1
Medida de la radiación

Volumen 2
Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos
y control de calidad

Volumen 3
Radioterapia externa I.
Bases físicas, equipos, determinación de la dosis
absorbida y programa de garantía de calidad

Volumen 4
Radioterapia externa II.
Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo,
sistemas de planificación y control de calidad

Volumen 5
Braquiterapia: bases físicas, equipos
y control de calidad

Volumen 6
Medicina nuclear: bases físicas, equipos
y control de calidad

Volumen 7
Proteccion radiológica hospitalaria

Volumen 8
Radiobiología y principios de Oncología

Volumen 9
Radiaciones no ionizantes I.
Ultrasonidos. Bases físicas, equipos
y control de calidad

Volumen 10
Radiaciones no ionizantes II.
Resonancia magnética. Bases físicas,
equipos y control de calidad

ADI SERVICIOS EDITORIALES
www.auladoc.com

ISBN: 978-84-938016-7-0
9 788493 801670